

IN THE UNITED STATES PATENT AND TRADEMARK OFFICE

Applicant: Hiroaki HASHIMOTO et al.
Title: OPTHALMIC MEASURING APPARATUS
Appl. No.: Unassigned
Filing Date: AUG 04 2003
Examiner: Unassigned
Art Unit: Unassigned

CLAIM FOR CONVENTION PRIORITY

Commissioner for Patents
PO Box 1450
Alexandria, Virginia 22313-1450

Sir:

The benefit of the filing date of the following prior foreign application filed in the following foreign country is hereby requested, and the right of priority provided in 35 U.S.C. § 119 is hereby claimed.

In support of this claim, filed herewith is a certified copy of said original foreign application:

- Japanese Patent Application No. 2002-236275 filed 08/14/2002.

Respectfully submitted,

Date AUG 04 2003

By Richard L. Schwaab

FOLEY & LARDNER
Customer Number: 22428



22428

PATENT TRADEMARK OFFICE

Telephone: (202) 672-5414
Facsimile: (202) 672-5399

Richard L. Schwaab
Attorney for Applicant
Registration No. 25,479

日 本 国 特 許 庁
JAPAN PATENT OFFICE

別紙添付の書類に記載されている事項は下記の出願書類に記載されている事項と同一であることを証明する。

This is to certify that the annexed is a true copy of the following application as filed with this Office

出 願 年 月 日
Date of Application:

2002年 8月14日

出 願 番 号
Application Number:

特願2002-236275

[ST.10/C]:

[JP2002-236275]

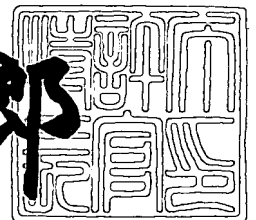
出 願 人
Applicant(s):

株式会社トプコン

2003年 6月16日

特 許 庁 長 官
Commissioner,
Japan Patent Office

太田信一郎



出証番号 出証特2003-3047031

【書類名】 特許願

【整理番号】 P0560JP

【提出日】 平成14年 8月14日

【あて先】 特許庁長官殿

【国際特許分類】 A61B 3/00

【発明者】

【住所又は居所】 東京都板橋区蓮沼町75番1号 株式会社トプコン内

【氏名】 橋本 浩昭

【発明者】

【住所又は居所】 東京都板橋区蓮沼町75番1号 株式会社トプコン内

【氏名】 広原 陽子

【特許出願人】

【識別番号】 000220343

【氏名又は名称】 株式会社トプコン

【代理人】

【識別番号】 100107010

【弁理士】

【氏名又は名称】 橋爪 健

【手数料の表示】

【予納台帳番号】 054885

【納付金額】 21,000円

【提出物件の目録】

【物件名】 明細書 1

【物件名】 図面 1

【物件名】 要約書 1

【包括委任状番号】 9805699

【プルーフの要否】 要

【書類名】 明細書

【発明の名称】 眼科測定装置

【特許請求の範囲】

【請求項 1】

第 1 波長の光束を発する第 1 光源を有し、該第 1 光源からの第 1 照明光束で被検眼眼底付近に集光する様に照明するための第 1 照明光学系と、

被検眼眼底から反射した反射光束を少なくとも 17 本のビームに変換する第 1 変換部材及び該第 1 変換部材で変換された複数の光束を第 1 受光信号として受光する第 1 受光部を有し、該反射光束を上記第 1 受光部に導く第 1 受光光学系と、

上記第 1 照明光学系の集光位置を移動させる第 1 移動手段と、

上記第 1 受光部及び第 1 変換部材を光学的に移動させる第 2 移動手段と、

上記第 1 移動手段と第 2 移動手段との移動動作を連動させる連動モードと別個独立に制御可能な独立モードを切り替え可能とするモード切替部と、

上記第 1 受光部で得られた光束の傾き角に基づいて、ゼルニケ解析を行い被検眼の光学特性を求める演算部と

を備え、上記第 1 移動手段及び第 2 移動手段は、第 1 照明光束の集光位置及び上記第 1 変換部材で変換された光束の集光位置を、上記第 1 受光部における第 1 受光信号の受光位置及び／又は受光レベルに応じて調整可能とする眼科測定装置。

【請求項 2】

上記モード切替部によって独立モードが選択されている際に、上記演算部は、上記第 1 受光部における第 1 受光信号から受光位置間隔を求め、その間隔が所定間隔範囲となるように上記第 2 移動手段によって第 1 変換部材で変換された光束の集光位置を調整可能に構成されている請求項 1 に記載の眼科測定装置。

【請求項 3】

上記モード切替部によって独立モードが選択されている際に、上記演算部は、上記第 1 受光部における第 1 受光信号から受光位置間隔を求め、その間隔が所定間隔範囲より狭い領域がある場合にはマイナス側へ、所定間隔範囲より広い領域がある場合にはプラス側へ、上記第 2 移動手段によって第 1 変換部材で変換された光束の集光位置を調整可能に構成されている請求項 2 に記載の眼科測定装置。

【請求項 4】

上記モード切替部によって独立モードが選択されている際に、上記演算部は、上記第 1 受光部における第 1 受光信号から受光レベルを求め、そのレベルが所定レベル範囲となるように上記第 1 移動手段によって第 1 照明光束の集光位置を調節可能に構成されている請求項 1 乃至 3 のいずれかに記載の眼科測定装置。

【請求項 5】

上記モード切替部によって独立モードが選択されている際に、操作者による入力部の操作に従って、上記第 2 移動手段により第 1 変換部材で変換された光束の集光位置を調節可能であり、上記第 1 移動手段により第 1 照明光束の集光位置を調節可能に構成されている請求項 1 に記載の眼科測定装置。

【請求項 6】

第 1 波長の光束を発する第 1 光源を有し、該第 1 光源からの第 1 照明光束で被検眼眼底付近に集光する様に照明するための第 1 照明光学系と、

被検眼眼底から反射した反射光束を少なくとも 17 本のビームに変換する第 1 変換部材及び該第 1 変換部材で変換された複数の光束を受光する第 1 受光部を有し、該反射光束を上記第 1 受光部に導く第 1 受光光学系と、

上記第 1 照明光学系の集光位置を移動させる第 1 移動手段と、

上記第 1 受光部及び第 1 変換部材を光学的に移動させる第 2 移動手段と、

上記第 1 移動手段又は第 2 移動手段による異なる条件の下における第 1 受光部で得られた光束の傾き角データを組み合わせ、組み合わせたデータに基づいてゼルニケ解析を行い、被検眼の光学特性を求める演算部と
を備える眼科測定装置。

【請求項 7】

さらに、上記第 1 移動手段と上記第 2 移動手段との移動動作を連動させる連動モードと、別個独立に制御可能な独立モードとに切り替え可能なモード切替部を備え、

上記演算部は、各モードにおいて異なる条件の下における第 1 受光部で得られた光束の傾き角データを組み合わせ、組み合わせたデータに基づいてゼルニケ解析を行い、被検眼の光学特性を求めるように構成されている請求項 6 に記載の眼

科測定装置。

【請求項 8】

上記演算部は、さらに、第 1 受光信号に基づく値が所定レベルでない時、上記第 1 及び第 2 移動手段により、上記第 1 照明光学系及び上記第 1 受光光学系を連動して移動させるように構成されている請求項 1 乃至 7 のいずれかに記載の眼科測定装置。

【請求項 9】

屈折力測定のためのパターンを被検眼網膜に照射する屈折力測定用照明光学系と、
被検眼網膜に投影されたパターン像を受光する屈折力測定用受光光学系と
をさらに備え、

上記演算部は、さらに、上記屈折力測定用受光光学系により受光されたパターン像から屈折力を求め、屈折力に基づいて、上記第 1 及び第 2 移動手段により、上記第 1 照明光学系及び上記第 1 受光光学系を連動して移動させるように構成されている請求項 1 乃至 7 のいずれかに記載の眼科測定装置。

【発明の詳細な説明】

【0001】

【発明の属する技術分野】

本発明は、眼科測定装置に係り、特に、照明光学系と受光光学系とを独立して調整する機構を有する屈折波面計測機能をもつ眼科測定装置に関する。

【0002】

【従来の技術】

近年、医学用に用いられる光学機器は、特に、眼科では、眼の屈折、調節等の眼機能、眼球内部の検査を行う光学特性測定装置として普及している。例えば、被検眼の屈折力と角膜形状とを求めるフォトレフラクトメータという装置が存在する。例えば、特願 2 0 0 0 - 3 5 1 7 9 6 では、複数の条件下で求めた測定データ（測定結果）、測定結果に対応する画像データ及び／又は数値データを表示する光学特性測定装置が記載されている。従来の光学特性測定装置は、アライメント調整において被検眼を照明し、角膜で反射した光束を受光したスポット像と

光軸上を一致させるように装置本体を上下左右に移動させる。光学特性測定装置は、スポット像が光軸上と一致するとハルトマン像、前眼部像を取得して、それを信号処理することで眼特性を測定する。また、これらの各種検査の測定結果は、例えば、検査対象となる患者の被検眼がどのような測定条件下に置かれていたかが重要となる。

【 0 0 0 3 】

【発明が解決しようとする課題】

しかしながら、従来の屈折波面計測機能をもつ眼科装置は、照明光学系と受光光学系が連動して動くような機構となっているため、通常の測定では困難な眼の場合、得られる画像がボケたりして画像解析に適さない場合があった。例えば、手術、外傷、ケガ、傷、病気などの原因により、1つの眼においても場所によって眼球光学特性が異なる場合等がある。そのような場合、従来の自動測定では医師が必要とする測定結果を得られないことがあった。

【 0 0 0 4 】

本発明では、以上の点に鑑み、操作者が装置本体で照明光学系と受光光学系を独立して調整する操作により、得られる画像をより解析に適した画像に調整することができ、高精度の屈折波面計測が可能な眼科測定装置を提供することを目的とする。

【 0 0 0 5 】

【課題を解決するための手段】

本発明の第1の解決手段によると、

第1波長の光束を発する第1光源を有し、該第1光源からの第1照明光束で被検眼眼底付近に集光する様に照明するための第1照明光学系と、

被検眼眼底から反射した反射光束を少なくとも17本のビームに変換する第1変換部材及び該第1変換部材で変換された複数の光束を第1受光信号として受光する第1受光部を有し、該反射光束を上記第1受光部に導く第1受光光学系と、

上記第1照明光学系の集光位置を移動させる第1移動手段と、

上記第1受光部及び第1変換部材を光学的に移動させる第2移動手段と、

上記第1移動手段と第2移動手段との移動動作を連動させる連動モードと別個

独立に制御可能な独立モードを切り替え可能とするモード切替部と、

上記第 1 受光部で得られた光束の傾き角に基づいて、ゼルニケ解析を行い被検眼の光学特性を求める演算部と

を備え、上記第 1 移動手段及び／又は第 2 移動手段は、第 1 照明光束の集光位置及び／又は上記第 1 変換部材で変換された光束の集光位置を、上記第 1 受光部における第 1 受光信号の受光位置及び／又は受光レベルに応じて調整可能とする眼科測定装置が提供される。

【0006】

本発明の第 2 の解決手段によると、

第 1 波長の光束を発する第 1 光源を有し、該第 1 光源からの第 1 照明光束で被検眼眼底付近に集光する様に照明するための第 1 照明光学系と、

被検眼眼底から反射した反射光束を少なくとも 17 本のビームに変換する第 1 変換部材及び該第 1 変換部材で変換された複数の光束を受光する第 1 受光部を有し、該反射光束を上記第 1 受光部に導く第 1 受光光学系と、

上記第 1 照明光学系の集光位置を移動させる第 1 移動手段と、

上記第 1 受光部及び第 1 変換部材を光学的に移動させる第 2 移動手段と、

上記第 1 移動手段又は第 2 移動手段による異なる条件の下における第 1 受光部で得られた光束の傾き角データを組み合わせ、組み合わせたデータに基づいてゼルニケ解析を行い、被検眼の光学特性を求める演算部と
を備える眼科測定装置が提供される。

【0007】

【発明の実施の形態】

以下、図面を用いて本発明の実施の形態を詳細に説明する。

1. 眼科測定装置の構成

図 1 は、本発明に関する眼科測定装置の概略光学系 100 を示す図である。

眼科測定装置の光学系 100 は、例えば、対象物である被検眼 60 の光学特性を測定する装置であって、第 1 照明光学系 10 と、第 1 受光光学系 20 と、第 2 受光光学系 30 と、共通光学系 40 と、調整用光学系 50 と、第 2 照明光学系 70 と、第 3 照明光学系 75 と、第 1 移動手段 110 及び第 2 移動手段 120 とを

備える。なお、被検眼 6 0 については、図中、網膜 6 1、角膜 6 2 が示されている。

【 0 0 0 8 】

第 1 照明光学系 1 0 は、例えば、第 1 波長の光束を発するための第 1 光源部 1 1 と、集光レンズ 1 2 とを備え、第 1 光源部 1 1 からの光束（第 1 照明光束）で被検眼 6 0 の網膜（眼底） 6 1 上の微小な領域を、その照明条件を適宜設定できるように照明するためのものである。第 1 照明光学系 1 0 は、第 1 移動手段 1 1 0 によって集光位置を移動させることができる。

【 0 0 0 9 】

また、第 1 光源部 1 1 から発せられる第 1 照明光束の第 1 波長は、一例として、赤外域の波長（例えば、780 nm）である。第 1 光源部 1 1 は、空間コヒーレンスが大きく、時間コヒーレンスが小さいものが望ましい。ここでは、第 1 光源部 1 1 は、例えば、スーパーluminescenceダイオード（SLD）であって、輝度の高い点光源を得ることができる。なお、第 1 光源部 1 1 は、SLDに限られるものではなく、例えば、空間コヒーレンス、時間コヒーレンス大きいレーザー等であっても、回転拡散板等を挿入し、適度に時間コヒーレンスを下げることによって、利用することができる。さらに、空間コヒーレンス、時間コヒーレンスが小さいLEDであっても、光量さえ十分であれば、例えば、光路の光源の位置にピンホール等を挿入することによって、利用することができる。

【 0 0 1 0 】

第 1 受光光学系 2 0 は、例えば、コリメートレンズ 2 1 と、被検眼 6 0 の網膜 6 1 から反射して戻ってくる光束（第 1 光束）の一部を、少なくとも、17本のビームに変換する変換部材であるハルトマン板 2 2 と、このハルトマン板 2 2 で変換された複数のビームを受光するための第 1 受光部 2 3 とを備え、第 1 光束を第 1 受光部 2 3 に導くためのものである。第 1 受光光学系 2 0 は、ハルトマン板 2 2 で変換されたビームが第 2 移動手段 1 2 0 によって第 1 受光部 2 3 に集光するように移動させることができる。また、ここでは、第 1 受光部 2 3 は、リードアウトノイズの少ないCCDが採用されているが、CCDとしては、例えば、一般的な低ノイズタイプ、測定用の1000×1000素子の冷却CCD等、適宜

のタイプのものを適用することができる。第1受光部23で受光された信号（第1受光信号）は、例えば、眼球波面収差を求めるために使用される。

【0011】

第1移動手段110は、第1照明光学系を移動させるもので、例えば、モータなどによって駆動される。第1移動手段110によって、第1照明光学系を移動させることで、第1照明光学系からの第1照明光束の集光位置を調節することができる。

【0012】

第2移動手段120は、第1受光光学系を移動させるもので、例えば、モータなどによって駆動される。第2移動手段120によって、第1受光光学系を移動させることで、ハルトマン板22で変換されたビームが第1受光部23に集光するように調節することができる。なお、第1移動手段110及び第2移動手段120の移動手段としては適宜の装置・方法を用いることができる。また、本実施の形態では、第1移動手段110と第2移動手段120は、連動して駆動する以外に、個々に独立して駆動可能になっている。さらに、これら移動手段によって自動的に測定を行う以外に、操作者の操作（マニュアル操作）により、第1移動手段110と第2移動手段120を駆動可能である。

【0013】

第2照明光学系70は、第2波長の光束を発するための第2光源72と、プラチドリング71を備える。なお、第2光源72を省略することもできる。図2に、プラチドリング71の構成図の一例を示す。プラチドリング（PLACIDO'S DISC）71は、図2のように、複数の同心輪帯からなるパターンの指標を投影するためのものである。なお、複数の同心輪帯からなるパターンの指標は、所定のパターンの指標の一例であり、他の適宜のパターンを用いることができる。そして、後述するアライメント調整が完了した後、複数の同心輪帯からなるパターンの指標を投影することができる。

【0014】

第3照明光学系75は、例えば、後述するアライメント調整を主に行うものであって、第3波長の光束を発するための第3光源部31と、集光レンズ32と、

ビームスプリッター 3 3 を備える。

第 2 受光光学系 3 0 は、集光レンズ 3 4、第 2 受光部 3 5 を備える。第 2 受光光学系 3 0 は、第 2 照明光学系 7 0 から照明されたプラチドリング 7 1 のパターンが、被検眼 6 0 の前眼部又は角膜 6 2 から反射して戻ってくる光束（第 2 光束）を、第 2 受光部 3 5 に導く。また、第 3 光源部 3 1 から発せられ被検眼 6 0 の角膜 6 2 から反射し、戻ってくる光束（第 3 光束）を第 2 受光部 3 5 に導くこともできる。なお、第 2 光源 7 2、第 3 光源部 3 1 から発せられる光束の第 2 波長、第 3 波長は、例えば、第 1 波長（ここでは、780 nm）と異なると共に、長い波長を選択できる（例えば、940 nm）。また、第 2 受光部 3 5 で受光された信号は、例えば、アライメント調整や角膜波面収差を求めるために使用される。

【0015】

共通光学系 4 0 は、第 1 照明光学系 1 0 から発せられる光束の光軸上に配され、第 1 及び第 2 照明光学系 1 0 及び 7 0、第 1 及び第 2 受光光学系 2 0 及び 3 0、第 3 照明光学系 7 5 等に共通に含まれ得るものであり、例えば、アフォーカルレンズ 4 2 と、ビームスプリッター 4 3、4 5 と、集光レンズ 4 4 とを備える。また、ビームスプリッター 4 3 は、第 3 光源部 3 1 の波長を被検眼 6 0 に送光（反射）し、被検眼 6 0 の角膜 6 2 から反射して戻ってくる第 2 光束と第 3 光束を反射し、一方、第 1 光源部 1 1 の波長を透過するようなミラー（例えば、ダイクロイックミラー）で形成される。ビームスプリッター 4 5 は、第 1 光源部 1 1 の波長を被検眼 6 0 に送光（反射）し、被検眼 6 0 の網膜 6 1 から反射して戻ってくる第 1 光束を、透過するようなミラー（例えば、偏光ビームスプリッター）で形成される。このビームスプリッター 4 3、4 5 によって、第 1、第 2 及び第 3 光束が、互いに他方の光学系に入りノイズとなることがない。

【0016】

調整用光学系 5 0 は、例えば、作動距離調整を主に行うものであって、第 4 光源部 5 1 と、第 5 光源部 5 5 と、集光レンズ 5 2、5 3 と、第 3 受光部 5 4 を備える。作動距離調整は、例えば、第 5 光源部 5 5 から射出された光軸付近の平行な光束を、被検眼 6 0 に向けて照射すると共に、この被検眼 6 0 から反射された

光を、集光レンズ 5 2、5 3 を介して第 3 受光部 5 4 で受光することにより行われる。また、被検眼 6 0 が適正な作動距離にある場合、第 3 受光部 5 4 の光軸上に、第 5 光源部 5 5 からのスポット像が形成される。一方、被検眼 6 0 が適正な作動距離から前後に外れた場合、第 5 光源部 5 5 からのスポット像は、第 3 受光部 5 4 の光軸より上又は下に形成される。なお、第 3 受光部 5 4 は、第 5 光源部 5 5、光軸、第 3 受光部 5 4 を含む面内での光束位置の変化を検出できればいいので、例えば、この面内に配された 1 次元 CCD、ポジションセンシングデバイス (PSD) 等を適用できる。

【 0 0 1 7 】

次に、アライメント調整について説明する。アライメント調整は、主に、第 2 受光光学系 3 0 及び第 3 照明光学系 7 5 により実施される。

まず、第 3 光源部 3 1 からの光束は、集光レンズ 3 2、ビームスプリッター 3 3、4 3、アフォーカルレンズ 4 2 を介して、対象物である被検眼 6 0 を平行な光束で照明する。被検眼 6 0 の角膜 6 2 で反射した反射光束は、あたかも角膜 6 2 の曲率半径の $1/2$ の点から射出したような発散光束として射出される。この発散光束は、アフォーカルレンズ 4 2、ビームスプリッター 4 3、3 3 及び集光レンズ 3 4 を介して、第 2 受光部 3 5 にスポット像として受光される。

【 0 0 1 8 】

ここで、この第 2 受光部 3 5 上のスポット像が光軸上から外れている場合、眼光学特性測定装置本体を、上下左右に移動調整し、スポット像を光軸上と一致させる。このように、スポット像が光軸上と一致すると、アライメント調整は完了する。なお、アライメント調整は、被検眼 6 0 の角膜 6 2 を第 4 光源部 5 1 により照明し、この照明により得られた被検眼 6 0 の像が第 2 受光部 3 5 上に形成されるので、この像を利用して瞳中心が光軸と一致するようにしてもよい。

【 0 0 1 9 】

つぎに、第 1 照明光学系 1 0 と第 1 受光光学系 2 0 との位置関係を概略的に説明する。

第 1 受光光学系 2 0 には、ビームスプリッター 4 5 が挿入されており、このビームスプリッター 4 5 によって、第 1 照明光学系 1 0 からの光は、被検眼 6 0 に

送光されると共に、被検眼 6 0 からの反射光は、透過される。第 1 受光光学系 2 0 に含まれる第 1 受光部 2 3 は、変換部材であるハルトマン板 2 2 を通過した光を受光し、受光信号を生成する。

【 0 0 2 0 】

また、第 1 光源部 1 1 と被検眼 6 0 の網膜 6 1 とは、共役な関係を形成している。被検眼 6 0 の網膜 6 1 と第 1 受光部 2 3 とは、共役である。また、ハルトマン板 2 2 と被検眼 6 0 の瞳孔とは、共役な関係を形成している。さらに、第 1 受光光学系 2 0 では、瞳孔とハルトマン板 2 2 は略共役な関係を形成している。すなわち、アフォーカルレンズ 4 2 の前側焦点は、瞳孔と略一致している。

【 0 0 2 1 】

また、レンズ 1 2 は、光源 1 1 の拡散光を平行光に変換する。絞り 1 4 は、眼の瞳及びハルトマンプレート 2 1 と光学的に共役の位置にある。絞り 1 4 は、径がハルトマンプレート 2 1 の有効範囲より小さく、いわゆるシングルパスの収差計測（受光側だけに目の収差が影響する方法）が成り立つ様になっている。レンズ 1 3 は、上記を満たすために、実光線の眼底共役点を前側焦点位置に、さらに、眼の瞳との共役関係を満たすために、後側焦点位置が絞り 1 4 と一致するように配置されている。

【 0 0 2 2 】

また、光線 1 5 は、光線 2 4 とビームスプリッター 4 5 で共通光路になった後は、近軸的には、光線 2 4 と同じ進み方をする。但し、シングルパス測定的时候は、それぞれの光線の径は違い、光線 1 5 のビーム径は、光線 2 4 に比べ、かなり細く設定される。具体的には、光線 1 5 のビーム径は、例えば、眼の瞳位置で 1 mm 程度、光線 2 4 のビーム径は、7 mm 程度になることもある（なお、図中、光線 1 5 のビームスプリッター 4 5 から眼底 6 1 までは省略している）。

【 0 0 2 3 】

つぎに、変換部材であるハルトマン板 2 2 について説明する。

第 1 受光光学系 2 0 に含まれるハルトマン板 2 2 は、反射光束を複数のビームに変換する波面変換部材である。ここでは、ハルトマン板 2 2 には、光軸と直交する面内に配された複数のマイクロフレネルレンズが適用されている。また、一

般に、測定対象部（被検眼 6 0）について、被検眼 6 0 の球面成分、3 次の非点収差、その他の高次収差までも測定するには、被検眼 6 0 を介した少なくとも 1 7 本のビームで測定する必要がある。

【 0 0 2 4 】

また、マイクロフレネルレンズは、光学素子であって、例えば、波長ごとの高さピッチの輪帯と、集光点と平行な出射に最適化されたブレードとを備える。ここでのマイクロフレネルレンズは、例えば、半導体微細加工技術を応用した 8 レベルの光路長差を施したもので、高い集光率（例えば、9 8 %）を達成している。

【 0 0 2 5 】

また、被検眼 6 0 の網膜 6 1 からの反射光は、アフォーカルレンズ 4 2、コリメートレンズ 2 1 を通過し、ハルトマン板 2 2 を介して、第 1 受光部 2 3 上に集光する。したがって、ハルトマン板 2 2 は、反射光束を少なくとも、1 7 本以上のビームに変換する波面変換部材を備える。

図 3 は、本発明に関する眼光学特性測定装置の概略電気系 2 0 0 を示すブロック図である。眼科測定装置に関する電気系 2 0 0 は、例えば、演算部 2 1 0 と、制御部 2 2 0 と、表示部 2 3 0 と、メモリ 2 4 0 と、第 1 駆動部 2 5 0 及び第 2 駆動部 2 6 0 と、入力部 2 7 0 とを備える。

【 0 0 2 6 】

演算部 2 1 0 は、第 1 受光部 2 3 から得られる受光信号④、第 2 受光部 3 5 から得られる受光信号⑦、第 3 受光部 5 4 から得られる受光信号（1 0）を入力し、全波面収差、ゼルニケ係数等を演算する。さらに、演算部 2 1 0 は、入力部 2 7 0 から所望の設定、指示、データ等の入力信号を入力する。また、演算部 2 1 0 は、角膜波面収差、収差係数、空間周波数の伝達特性を表す指標である白色光 MTF (Modulation Transfer Function)、点像の強度分布 PSF (Point Spread Function) の中心強度を、無収差光学系の場合に得られる PSF の中心強度で割ることにより求められる Strehl 比、患者の視力を検査するために適宜の視力に応じた大きさを有するランドルト環のパターン等を演算する。また、このような演算結果に応じた

信号を、電気駆動系の全体の制御を行う制御部 2 2 0 と、表示部 2 3 0 と、メモリ 2 4 0 とにそれぞれ出力する。

【 0 0 2 7 】

制御部 2 2 0 は、演算部 2 1 0 からの制御信号に基づいて、第 1 光源部 1 1 の点灯、消灯を制御したり、第 1 駆動部 2 5 0 及び第 2 駆動部 2 6 0 を制御するものであり、例えば、演算部 2 1 0 での演算結果に応じた信号に基づいて、第 1 光源部 1 1 に対して信号①を出力し、プラチドリング 7 1 に対して信号⑤を出力し、第 3 光源部 3 1 に対して信号⑥を出力し、第 4 光源部 5 1 に対して信号⑧を出力し、第 5 光源部 5 5 に対して信号⑨を出力し、さらに、第 1 駆動部 2 5 0 及び第 2 駆動部 2 6 0 に対して信号を出力する。

【 0 0 2 8 】

第 1 駆動部 2 5 0 は、例えば、演算部 2 1 0 に入力された第 1 受光部 2 3 からの受光信号④、又は、入力部 2 7 0 から入力された移動信号に基づいて、第 1 照明光学系 1 0 全体を光軸方向に移動させて集光位置を移動するものであり、第 1 移動手段 1 1 0 に対して信号②を出力すると共に、この移動手段を駆動する。これにより、第 1 駆動部 2 5 0 は、第 1 照明光学系 1 0 の移動、調節を行うことができる。

第 2 駆動部 2 6 0 は、例えば、演算部 2 1 0 に入力された第 1 受光部 2 3 からの受光信号④、又は、入力部 2 7 0 から入力された入力信号に基づいて、第 1 受光光学系 2 0 全体を光軸方向に移動させるものであり、第 2 移動手段 1 2 0 に対して信号③を出力すると共に、この移動手段を駆動する。これにより、第 2 駆動部 2 6 0 は、第 1 受光光学系 2 0 の移動、調節を行うことができる。

【 0 0 2 9 】

入力部 2 7 0 は、所望の設定、指示、データ等の各種入力信号を入力するための、スイッチ、ボタン、キーボード、ポインティングデバイス等を備える。例えば、入力部 2 7 0 は、モード切替スイッチ 2 7 1、操作切替スイッチ、測定開始ボタン、第 1 照明光学系 1 0 又は第 1 受光光学系 2 0 を＋方向、一方向へ移動させる移動スイッチを備える。モード切替スイッチ 2 7 1 は、第 1 照明光学系 1 0 及び第 1 受光光学系 2 0 を連動させて移動する連動モードと個々に独立して移動

する独立モードを切り替えるスイッチである。操作切替スイッチは、自動調整による測定とマニュアル調整による測定を切り替えるスイッチである。移動スイッチは、例えば、第1照明光学系10を移動させる投影側移動スイッチ、第1受光光学系20を移動させる受光側移動スイッチを有する。操作者は、マニュアル調整選択時に移動スイッチを操作することによって、演算部210及び制御部220の制御により、第1駆動部250、第2駆動部260を介して第1移動手段110及び第2移動手段120を駆動し、第1照明光学系10と第1受光光学系20を独立して+方向、-方向へ移動させることができる。なお、移動スイッチ1回の入力に対して、設定ステップ分（例えば0.25ディオプター）だけディオプター値を変更し、第1照明光学系10及び第1受光光学系20を指定方向に移動させるようにしてもよい。また、操作者は、キーボードによって第1照明光学系側及び第1受光光学系側のディオプター値を指定してもよい。この場合、演算部210及び制御部220の制御により、第1駆動部250、第2駆動部260を介して第1移動手段110及び第2移動手段120を駆動し、第1照明光学系10及び第1受光光学系20は、指定されたディオプター値に対応する位置に移動する。なお、これらのディオプター値の指定方法及び入力手段は、適宜のものをを用いる事ができる。

【0030】

次に、ゼルニケ解析について説明する。一般に知られているゼルニケ多項式からゼルニケ係数 C_n^m を算出する方法について説明する。ゼルニケ係数 C_n^m は、例えば、ハルトマン板22を介して第1受光部23で得られた光束の傾き角に基づいて被検眼60の光学特性を把握するための重要なパラメータである。

被検眼60の波面収差 $W(X, Y)$ は、ゼルニケ係数 C_i^{2j-i} 、ゼルニケ多項式 Z_i^{2j-i} を用いて次式で表される。

【0031】

【数1】

$$W(X, Y) = \sum_{i=0}^n \sum_{j=0}^i c_i^{2j-i} Z_i^{2j-i}(X, Y)$$

【0032】

ただし、(X, Y) はハルトマン板 22 の縦横の座標である。また、上式において、n は解析次数である。

また、波面収差 W (X, Y) は、第 1 受光部 23 の縦横の座標を (x, y)、ハルトマン板 22 と第 1 受光部 23 の距離を f、第 1 受光部 23 で受光される点像の移動距離を (Δx , Δy) とすると、次式の関係が成り立つ。

【0033】

【数 2】

$$\frac{\partial W(X, Y)}{\partial X} = \frac{\Delta x}{f}$$

$$\frac{\partial W(X, Y)}{\partial Y} = \frac{\Delta y}{f}$$

【0034】

ここで、ゼルニケ多項式 Z_n^m は、以下の数式 3 で表され、具体的には、図 13、14 に示される。ただし、n、m は、図 13、14 においてそれぞれ i、2j - i に対応する。

【0035】

【数 3】

$$Z_n^m = R_n^m(r) \begin{cases} \sin \\ \cos \end{cases} \{m\theta\}$$

$$m > 0 \quad \sin$$

$$m \leq 0 \quad \cos$$

$$R_n^m(r) = \sum_{S=0}^{(n-m)/2} (-1)^S \frac{(n-S)!}{S! \left\{ \frac{1}{2}(n-m) - S \right\}! \left\{ \frac{1}{2}(n+m) - S \right\}!} r^m$$

【0036】

なお、ゼルニケ係数 C_n^m は、以下の数式 4 で表される自乗誤差を最小にする

ことにより具体的な値を得ることができる。

【 0 0 3 7 】

【数 4】

$$S(x) = \sum_{i=1}^{data\ number} \left[\left\{ \frac{\partial W(X_i, Y_i)}{\partial X} - \frac{\Delta x_i}{f} \right\}^2 + \left\{ \frac{\partial W(X_i, Y_i)}{\partial Y} - \frac{\Delta y_i}{f} \right\}^2 \right]$$

【 0 0 3 8 】

ただし、 $W(X, Y)$: 波面収差、 (X, Y) : ハルトマン板座標、 $(\Delta x, \Delta y)$: 第 1 受光部 2 3 で受光される点像の移動距離、 f : ハルトマン板 2 2 と第 1 受光部 2 3 との距離である。

演算部 2 1 0 は、ゼルニケ係数 C_n^m を算出し、これを用いて球面収差、コマ収差、非点収差等の眼光学特性を求める。

【 0 0 3 9 】

2. 照明光学系及び受光光学系の位置ずれの影響

次に、第 1 照明光学系 1 0 (投影側) 及び第 1 受光光学系 2 0 (受光側) のディオプター値がずれた場合における、ハルトマン像への影響について説明する。

【 0 0 4 0 】

図 4 は、投影側及び受光側に位置ずれがない場合のハルトマン像の図である。第 1 照明光学系 1 0 から発した光束が、被検眼 6 0 の眼底 6 1 で反射して、第 1 受光部 2 3 に集光した場合、すなわち投影側及び受光側に位置ずれがない場合のハルトマン像である。

【 0 0 4 1 】

図 5 は、投影側及び受光側の位置ずれによるハルトマン像への影響の説明図である。以下、図 5 を参照して図 6 及び図 7 に示すハルトマン像について説明する。

【 0 0 4 2 】

図 6 は、投影側の位置ずれ発生時のハルトマン像の図である。図 4 の状態から、投影側のみが +5 ディオプター (+5 D) ずれた場合のハルトマン像を図 6 (a) に示す。投影側が + 方向にずれると、図 5 (a) の破線に示すように、第 1

照明光学系 1 0 から発した光束は、中心軸の外側から内側方向へ入射されるため、被検眼 6 0 の眼底 6 1 の前方で集光する。眼底 6 1 では集光していない光束を反射するため、反射した光束を第 1 受光部 2 3 で受光すると、受光信号の点像はぼけ、受光信号の受光レベル（光量）は小さくなる。

【 0 0 4 3 】

一方、図 4 の状態から、投影側のみが -5 ディオプター (-5 D) ずれた場合のハルトマン像を図 6 (b) に示す。投影側が一方向にずれると、図 5 (a) の実線に示すように、第 1 照明光学系 1 0 から発した光束が中心軸の内側から外側方向へ入射されるため、被検眼 6 0 の眼底 6 1 の後方で集光するような光束になる。投影側が + 方向にずれた場合と同様に、眼底 6 1 では集光していない光束を反射するため、反射した光束を第 1 受光部 2 3 で受光すると、受光信号の点像はぼけ、受光信号の受光レベルは小さくなる。

【 0 0 4 4 】

このように、投影側は、第 1 受光部 2 3 で受光する受光信号の点像の受光レベルに関係する。つまり、投影側を移動することで点像をぼかしたりシャープにしたりすることができる。受光レベルを大きくするには、+ 方向又は一方向のうち受光レベルが大きくなる方向へ投影側を移動する。自動調整では、演算部 2 1 0 が、第 1 受光部 2 3 の受光信号に基づき、点像の受光レベルが大きくなるように第 1 照明光学系 1 0 を移動させることにより、投影側のディオプター値を調整している。

【 0 0 4 5 】

図 7 は、投影側の位置ずれ発生時のハルトマン像の図である。図 4 の状態から、受光側のみが $+5$ D ずれていた場合のハルトマン像を図 7 (a) に示す。受光側が + 方向にずれると、図 5 (b) の破線に示すように、眼底 6 1 で反射した光束がハルトマン板 2 2 に対して垂直ではなく、中心軸の外側から内側方向に入射するため、中心軸よりに集光し、第 1 受光部へ達する。第 1 受光部 2 3 で受光される点像は、全体的に中心軸よりに集まり、図 7 (a) のように点像間隔が小さい像となる。

【 0 0 4 6 】

一方、図 4 の状態から、受光側のみが -5D ずれていた場合のハルトマン像を図 7 (b) に示す。受光側が一方向にずれると、図 5 (b) の実線に示すように、眼底 6 1 で反射した光束がハルトマン板 2 2 に対して垂直ではなく、中心軸の内側から外側方向に入射するため、中心軸から離れて集光する。第 1 受光部 2 3 で受光される点像は、全体として中心軸から離れ、図 7 (b) のように点像間隔が大きい像となる。

【 0 0 4 7 】

このように、受光側は、第 1 受光部 2 3 で受光する受光信号の点像の点像間隔に関係する。つまり、点像間隔が小さい場合は、受光側を一方向に動かすことで、点像間隔が大きい場合は、受光側を $+$ 方向に動かすことで適切なディオプター値に修正ができる。自動調整では、演算部 2 1 0 が第 1 受光部 2 3 の受光信号に基づき、点像間隔が所定の間隔になるように第 1 受光光学系側を移動させることにより、受光側のディオプター値を調整している。

【 0 0 4 8 】

図 8 は、手術、病気、傷、ケガ等の影響により一様でない光学特性を持つ眼のハルトマン像の図である。図 8 に示すハルトマン像は、上半分と下半分の光学特性が異なる眼球の例である。この例では、上半分のみによってディオプター値の調整がされているため、下半分は点像間隔が狭い、すなわち受光側がずれた状態で測定されている。このような眼に対しては、下半分の点像間隔が狭いため、従来の眼科測定装置では測定が困難な場合があり、微調整を行うことが必要となる。本実施の形態では、このような眼に対してもマニュアル操作によってディオプター値を微調整することにより、ハルトマン像の修正を可能とし、高精度の測定が可能となる。例えば、図 8 のハルトマン像のように、上半分は光学特性の適切な測定が可能であるが、下半分は点像間隔が狭く適切な測定が不可能な場合、受光側を一方向に移動させることにより点像間隔を広くすることができる。これにより、上半分の点像間隔は広くなるが、全体として解析に適したハルトマン像を検出でき、演算部 2 1 0 で光学特性を求めることができる。また、下半分がぼけているため、適切な測定が不可能な場合は、投影側を $+$ 方向又は $-$ 方向にずらして点像をシャープにして、上半分及び下半分の両方について適切な測定が可能な

状態とすることができる。

【0049】

3. 動作モード

本実施の形態では、第1照明光学系10と第1受光光学系20とが連動して移動する連動モードと、第1照明光学系10と第1受光光学系20が独立して移動する独立モードとを備え、入力部270のモード切替スイッチ271により、これらを切替可能な構成とする。さらに、独立モードでは、第1照明光学系10と第1受光光学系20とを別個に自動調整する場合と、操作者によってマニュアル調整する場合とを選択できる構成とする。

【0050】

連動モードでは、第1照明光学系10と第1受光光学系20は、第1光源部11からの光束が、集光する点で反射されたとして、第1受光部23での反射光による信号レベルが最大となるように、連動して移動する。具体的には、第1照明光学系10と第1受光光学系20は、第1受光部23での信号レベルが大きくなる方向に移動し、信号レベルが最大となる位置で停止する。これにより、第1光源部11からの光束は、被検眼60上で集光する。なお、信号レベル以外にも適宜の指標により第1照明光学系10と第1受光光学系20を移動させても良い。

【0051】

独立モードにおける自動調整では、第1照明光学系10と第1受光光学系20は独立して移動する。演算部210は、第1受光部23での第1受光信号に基づいて、点像の間隔を求め、その点像間隔に所定間隔範囲より狭い領域がある場合にはマイナス側へ、所定間隔範囲より広い領域がある場合にはプラス側へ、第2移動手段120によって第1受光部23を移動させる。また、演算部210は、第1受光部23での第1受光信号の信号レベルが所定レベル範囲又は最大となるように第1移動手段110によって第1照明光学系10を移動させる。なお、所定間隔範囲及び所定レベル範囲は予め設定され、メモリ240等に記憶されていてもよい。また、これら範囲を入力部270により適宜変更できるようにしてもよい。

【0052】

独立モードにおけるマニュアル調整では、投影側及び受光側移動スイッチにより第1照明光学系10と第1受光光学系20を任意のディオプター位置に移動させることができる。独立モード選択時に、操作切替スイッチによってマニュアル波面計測モードになる。マニュアル波面計測モードでは、例えば、連動モードによるレフ、ケラトの測定を行い、測定終了後に停止しマニュアル調整状態になる。

【0053】

図9は、マニュアル調整状態での表示図である。この時、演算部210は、表示部230にマニュアル波面計測用のディオプター値（S1：投影側、S2：受光側）を表示する。表示するディオプター値の初期値には、連動モードによるレフ、ケラト測定を行ったディオプター値を用いてもよい。また、ディオプター値以外に乱視度数C、乱視軸A、その他適宜のパラメータをさらに表示させても良い。さらに、演算部210は、ハルトマン像についての第1受光信号を第1受光部23から取り込み、ハルトマン像を表示部230に表示する。演算部210は、予め定められた周期毎に又はマニュアル操作によりディオプター値が変更される毎に、第1受光信号を第1受光部23から取り込み、ハルトマン像の表示を更新するようにしてもよい。

【0054】

操作者は、マニュアル調整状態の時に、投影側及び受光側移動スイッチ又はキーボード等の入力部270により、投影側及び受光側を任意のディオプター位置に移動させることができる。投影側は、投影側＋移動スイッチで＋方向に移動し、投影側－移動スイッチで－方向に移動する。投影側の移動により点像をボカしたり、シャープにすることができる。同様に、受光側は、受光側＋移動スイッチで＋方向に移動し、受光側－移動スイッチで－方向に移動する。受光側を動かすと点像間隔を広げたり、狭くしたりできる。スイッチ入力が行われると、演算部210は、スイッチ入力1回に対して予め設定されたステップ分（例えば0.25ディオプター）だけ＋又は－方向にディオプター値を変更する。演算部210は、表示部230に表示されているディオプター値S1、S2を変更する。また、演算部210は、変更されたディオプター値に従って、第1駆動部250及び

第2駆動部260を介して第1照明光学系10及び第1受光光学系20を移動させる。ディオプター値の設定が終了したら、測定開始スイッチを押すことで波面測定が開始される。

【0055】

また、操作者は、入力部270のキーボード等によってディオプター値を指定してもよい。演算部210は、入力部270からディオプター値を入力すると、表示部230に表示されているディオプター値S1、S2を変更し、制御部220、第1駆動部250、第2駆動部260を介して第1移動手段110及び第2移動手段120により第1照明光学系10及び第1受光光学系20を入力したディオプター値に対応する位置へ自動的に移動させる制御を行う。

【0056】

4. フローチャート

図10～12は、光学系独立調整機構を有する波面計測機能を持つ眼科測定装置の動作を示すフローチャートである。

まず、演算部210は、プリセットとして連動モードである場合、第1照明光学系10と第1受光部23を連動して移動させる連動モードを選択し、アライメント調整をする(S101)。また、演算部210は、連動モードか独立モードを選択するメニューを表示部230に表示し、入力部270のモード切替スイッチ271からモード選択信号を入力するようにしてもよい。その場合、演算部210は、アライメント調整をした後に、連動モード選択時にはステップS103の処理へ移り、独立モード選択時にはステップS109の処理へ移る。

【0057】

演算部210は、ハルトマン像についての第1受光信号を低ノイズのCCD等の第1受光部23を使って取り込む(S102)。演算部210は、入力した第1受光信号について、受光信号レベルの平均を求める。さらに、演算部210は、メモリ240から所定信号レベルを読み込み、受光信号レベルの平均が所定の信号レベルかを判断する(S103)。なお、所定信号レベルは、予め設定され、メモリ240に記憶されている。演算部210は、平均受光信号レベルが所定の信号レベルの場合、ステップS106の処理へ移る。なお、ステップS103

では、受光信号レベルの平均を用いる以外にも、最小値、最大値、合計等の適宜の値を用いても良い。また、演算部 2 1 0 は、ステップ S 1 0 1 の後、装置に組み込まれたレフラクトメータにより測定されたディオプター値、若しくは、別のレフラクトメータにより測定されたディオプター値を入力し、第 1 移動手段 1 1 0 及び第 2 移動手段 1 2 0 によって、第 1 照明光学系 1 0 及び第 1 受光部 2 3 を入力したディオプター値に対応する位置に移動してもよい。

【 0 0 5 8 】

演算部 2 1 0 は、平均受光信号レベルが所定の信号レベルでない場合、自動的に又は入力部 2 7 0 からの指示により第 1 駆動部 2 5 0 及び第 2 駆動部 2 6 0 に、第 1 照明光学系 1 0 及び第 1 受光部 2 3 を移動させる移動信号を出力し、ステップ S 1 0 2 の処理へ戻る（S 1 0 5）。第 1 駆動部 2 5 0 及び第 2 駆動部 2 6 0 は、演算部 2 1 0 から移動信号を入力し、入力した信号に従って、第 1 移動手段 1 1 0 及び第 2 移動手段 1 2 0 によって、第 1 照明光学系 1 0 及び第 1 受光部 2 3 を連動して移動させる。

【 0 0 5 9 】

次に、演算部 2 1 0 は、平均受光信号レベルが所定の信号レベルである場合、独立モードを選択するか、自動モードを選択するかを入力を指示するメニューを表示部 2 3 0 に表示し、入力部 2 7 0 のモード切替スイッチ 2 7 1 からモード選択信号を入力する（S 1 0 6）。この選択は、例えば、受光レベルが所定の信号レベルに達している点像の数（点数）によって自動的に判断させることもできる。演算部 2 1 0 は、入力したモード選択信号が、独立モードの選択を示すか判断する（S 1 0 7）。なお、モード選択信号の入力には、スイッチによる入力以外にも適宜の方法を用いることができる。演算部 2 1 0 は、独立モードが選択された場合、ステップ S 1 0 9 の処理に移り、独立モードが選択されなかった場合、ステップ S 1 1 5 の処理に移る。また、タイムアップにより予め定められたモードに移行してもよい。

【 0 0 6 0 】

さらに、演算部 2 1 0 は、投影側及び受光側の調整が自動調整か又はマニュアル調整かをを入力を指示するメニューを表示部 2 3 0 に表示し、入力部 2 7 0 の操

作切替スイッチから操作選択信号を入力する。演算部 2 1 0 は、入力した操作選択信号が、自動調整か又はマニュアル調整かを判断する (S 1 0 9)。なお、操作選択信号の入力には、スイッチによる入力以外にも適宜の方法を用いることができる。

【 0 0 6 1 】

演算部 2 1 0 は、自動調整と判断した場合 (S 1 0 9)、独立モード自動調整処理を行う (S 1 1 1)。独立モード自動調整処理では、第 1 受光部 2 3 から取り込まれた第 1 受光信号の点像間隔に従って第 1 受光部 2 3 を移動させ、点像レベルに従って第 1 照明光学系 1 0 を移動させる。第 1 受光部 2 3 と第 1 照明光学系 1 0 を独立して移動させることにより、眼球に適した測定を行うことが可能となる。

【 0 0 6 2 】

図 1 1 は、独立モード自動調整処理のフローチャートである。以下にステップ S 1 1 1 の独立モード自動調整処理について説明する。

【 0 0 6 3 】

まず、演算部 2 1 0 は、第 1 受光部 2 3 から第 1 受光信号を読み取り、取り込まれた第 1 受光信号に基づき、各点像の間隔を検出し、点像間隔の平均を求める (S 2 0 1)。演算部 2 1 0 は、メモリ 2 4 0 から予め設定された所定の間隔を読み込み、第 1 受光信号から検出した平均点像間隔と比較する。演算部 2 1 0 は、平均点像間隔が予め設定された所定の間隔よりも小さい場合 (S 2 0 3)、第 2 駆動部 2 6 0 に対して第 1 受光部 2 3 を一方向に移動させる信号を出力し、ステップ S 2 0 1 の処理に戻る (S 2 0 5)。演算部 2 1 0 は、平均点像間隔が所定の間隔よりも大きい場合 (S 2 0 7)、第 2 駆動部 2 6 0 に対して第 1 受光部 2 3 を + 方向に移動させる信号を出力し、ステップ S 2 0 1 の処理に戻る (S 2 0 9)。第 2 駆動部 2 6 0 は、演算部 2 1 0 から信号を入力し、入力した信号に従って、第 2 移動手段 1 2 0 を駆動する。また、演算部 2 1 0 は、平均点像間隔が所定の間隔の場合、ステップ S 2 1 1 の処理へ移る。なお、点像間隔と所定の間隔の比較は、ステップ S 2 0 1 で検出した各点像間隔の平均以外にも、最小値、最大値、合計等の適宜の値を用いても良い。また、演算部 2 1 0 は、点像間隔

が所定間隔範囲より狭い領域がある場合にはマイナス側へ、所定間隔範囲より広い領域がある場合にはプラス側へ、第2移動手段によって第1変換部材で変換された光束の集光位置を移動し、点像間隔を所定間隔範囲内に調整することもできる。

【0064】

次に、演算部210は、第1受光部23から第1受光信号を読み取り、読み取った第1受光信号に基づいて個々の点像レベルを検出して点像レベルの平均を求める(S211)。演算部210は、平均点像レベルが、メモリ240から読み込んだ所定レベルよりも大きいか判断する(S213)。なお、点像レベルと所定レベルの比較は、ステップS211で検出した個々の点像レベルの平均以外にも、最小値、最大値、合計等の適宜の値を用いても良い。演算部210は、平均点像レベルが所定レベルよりも小さい場合、第1駆動部250に対して第1照明光学系10を移動させる信号を出力し、ステップS211の処理へ戻る(S215)。第1照明光学系10の移動方向は、任意の方向に移動させて点像レベルが大きくなるか判断し、点像レベルが大きくなる方向に移動させてもよい。第1駆動部250は、演算部210から信号を入力し、入力した信号に従って、第1移動手段110によって第1照明光学系10を移動させる。演算部210は、平均点像レベルが所定レベルよりも大きい場合(S213)、独立モード自動調整処理を終了し、ステップS115の処理へ移る。

【0065】

一方、図10のフローチャートに戻り、演算部210は、マニュアル調整と判断した場合(S109)、独立モードマニュアル調整処理を行う(S113)。独立モードマニュアル調整処理では、演算部210は、操作者による入力部270の操作を入力し、第1照明光学系10(投影側)及び第1受光光学系20(受光側)を独立して移動させ、微調整ができる測定を可能とする。操作者は、入力部270を用いて投影側及び受光側のディオプター値を設定し、第1照明光学系10及び第1受光光学系20は設定されたディオプター値にしたがって移動される。

【0066】

図 1 2 は、独立モードマニュアル調整処理のフローチャートである。以下にステップ S 1 1 3 の独立モードマニュアル調節処理について説明する。

まず、演算部 2 1 0 は、ステップ S 1 0 5 の連動モードで調整されたディオプター値を表示部 2 3 0 に表示する (S 3 0 1)。また、演算部 2 1 0 は、ハルトマン像についての第 1 受光信号を第 1 受光部 2 3 から取り込み、ハルトマン像を表示部 2 3 0 に表示する。演算部 2 1 0 は、予め定められた周期毎に、第 1 受光信号を第 1 受光部 2 3 から取り込み、ハルトマン像の表示を更新するようにしてもよい。なお、ハルトマン像の表示の更新は、周期毎に行う以外にもマニュアル操作によりディオプター値が変更されたときに行うなど、適宜のタイミングで行うこともできる。

【 0 0 6 7 】

次に、演算部 2 1 0 は、投影側移動スイッチ又はキーボード等の入力部 2 7 0 から投影側のディオプター値指定の信号を入力する (S 3 0 3)。演算部 2 1 0 は、ディオプター値指定の信号が入力されない又は指定されない場合、ステップ S 3 0 6 へ進む。投影側移動スイッチから入力する場合、演算部 2 1 0 は、スイッチ入力 1 回に対して予め設定されたステップ分のディオプター値だけ変更するようにしてもよい。キーボードから入力する場合、演算部 2 1 0 は、入力した値をディオプター値とする。演算部 2 1 0 は、指定された投影側ディオプター値を表示部 2 3 0 に表示し、さらに投影側ディオプター値に基づき第 1 駆動部 2 5 0 に対して第 1 移動手段 1 1 0 の駆動命令を出力する (S 3 0 5)。また、第 1 駆動部 2 5 0 は、演算部 2 1 0 から駆動命令を入力し、駆動命令に従って、第 1 移動手段 1 1 0 を駆動し、第 1 照明光学系 1 0 を移動させる。演算部 2 1 0 は、投影側ディオプター値の調整が完了したかを判断し、未完了の場合には、ステップ S 3 0 3 へ戻り、完了の場合にはステップ S 3 0 7 へ進む (S 3 0 6)。調整が完了したかの判断は、例えば、入力部 2 7 0 から調整完了の信号を入力してもよい。

次に、演算部 2 1 0 は、受光側移動スイッチ又はキーボード等の入力部 2 7 0 から受光側のディオプター値指定の信号を入力する (S 3 0 7)。演算部 2 1 0 は、ディオプター値指定の信号が入力されない又は指定されない場合、ステップ

S 3 1 0 へ進む。受光側移動スイッチ及びキーボードによるディオプター値の指定は、上述の投影側の場合と同様とすることができる。演算部 2 1 0 は、指定された受光側ディオプター値を表示部 2 3 0 に表示し、さらに受光側ディオプター値に基づき第 2 駆動部 2 6 0 に対して第 2 移動手段 1 2 0 の駆動命令を出力する (S 3 0 9)。また、第 2 駆動部 2 6 0 は、演算部 2 1 0 から駆動命令を入力し、駆動命令に従って第 2 移動手段 1 2 0 を駆動し、第 1 受光光学系 2 0 を移動させる。投影側と受光側を独立して任意に移動可能とすることにより、連動モードでは測定が困難な眼球に対して、解析に適した画像を得ることができる。演算部 2 1 0 は、受光側ディオプター値の調整が完了したかを判断し、未完了の場合には、ステップ S 3 0 7 へ戻り、完了の場合にはステップ S 3 1 1 へ進む (S 3 1 0)。調整が完了したかの判断は、例えば、入力部 2 7 0 から調整完了の信号を入力してもよい。

【 0 0 6 8 】

演算部 2 1 0 は、指定されたディオプター値を用いて測定を開始するか判断する (S 3 1 1)。測定開始の判断は、例えば、測定を開始するか否かの入力を指示する表示を表示部 2 3 0 に表示し、入力部 2 7 0 の測定開始ボタンから測定開始の信号を入力するようにしてもよい。演算部 2 1 0 は、測定開始と判断した場合、独立モードマニュアル調整処理を終了してステップ 1 1 5 の処理へ移る。演算部 2 1 0 は、測定を開始しないと判断した場合、ステップ S 3 0 3 の処理へ戻り、再度ディオプター値の設定をする。また、入力部 2 7 0 のモード切替スイッチ 2 7 1 又は操作切替スイッチにより、適宜のタイミングで連動モードや独立モードの自動調整に移ることを可能としてもよい。

【 0 0 6 9 】

図 1 0 のフローチャートに戻り、演算部 2 1 0 は、連動モード又は独立モードによって調整された測定条件において信号検出を行う (S 1 1 5)。演算部 2 1 0 は、ハルトマン像についての第 1 受光信号を低ノイズの CCD 等の第 1 受光部 2 3 を使って取り込む。

【 0 0 7 0 】

また、演算部 2 1 0 は、取り込んだ第 1 受光信号に基づき、ゼルニケ解析を行

い、ゼルニケ係数を算出する（S 1 1 7）。次に、演算部 2 1 0 は、第 1 受光信号に基づき光学特性の演算処理を行う（S 1 1 9）。ここで光学特性とは、例えば、収差、眼屈折力等、適宜の眼特性である。演算部 2 1 0 は、第 1 受光信号については、ハルトマン波面センサーの測定原理によって光学特性を計算する。第 1 受光信号によって得られるのは眼球光学系の波面収差（眼球波面収差）である。さらに、演算部 2 1 0 は、測定されたハルトマン像、眼球波面収差等の光学特性を表示部 2 3 0 に表示する（S 1 2 1）。

【 0 0 7 1 】

また、演算部 2 1 0 は、ステップ S 1 1 5 から S 1 2 1 の代わりに又は並行して第 2 受光部 3 5 により前眼部像についての第 2 受光信号の取り込み、角膜で発生する波面収差（角膜波面収差）、角膜形状等の光学特性を計算しても良い。演算部 2 1 0 は、第 2 受光信号の取り込み後、角膜頂点反射の輝点にほぼ同心に写っているリング像の位置を画像処理の手法を使って解析する。リングの位置は、例えば円周上 3 6 0 度にわたって、2 5 6 点程度取得される。また、演算部 2 1 0 は、リングの位置から角膜の傾斜を計算する。また、演算部 2 1 0 は、角膜の傾きから角膜の高さを計算して、角膜を光学レンズと同様に扱うことにより光学特性を計算する。第 2 受光信号によって得られるのは角膜で発生する波面収差（角膜波面収差）である。演算部 2 1 0 は、計算された角膜波面収差、角膜形状等を表示部 2 3 0 に表示する。さらに、演算部 2 1 0 は、白色光 MTF、Strehl 比、ランドルト環のパターン等を演算し、表示部 2 3 0 に表示させても良い。

演算部 2 1 0 は、測定を続ける場合ステップ S 1 0 1 に戻り、続けない場合は終了する（S 1 2 3）。

【 0 0 7 2 】

5. 変形例

上述の実施の形態における変形例について、以下に説明する。

（独立モードにおける自動調整の変形例）

図 1 5 は、図 1 1 の独立モードにおける自動調整処理の第 1 の変形例である。

図 1 1 において示した独立モードにおける自動調整処理は、まず、S 2 0 1 乃至

S 2 0 9 のステップにより点像間隔の調整を行い、S 2 1 1 乃至 S 2 1 3 のステップにより点像レベルが所定値以上となるように調整を行うものとしている。

【 0 0 7 3 】

これに対して、図 1 5 に示す独立モードにおける自動調整処理の第 1 の変形例は、図 1 1 に示すものとは逆に、まず点像レベルが所定値以上となるように調整を行い、次に点像間隔の調整を行う形態である。図 1 1 に示す処理と順序が入れ替わっているが、各ステップにおける個別の処理は変わりがないので、図 1 1 と同様の符号を付しそれらの詳細な説明は、ここでは省略する。

【 0 0 7 4 】

(本実施の形態に関する眼科測定装置の変形例)

図 1 6 は、図 1 に示す眼科測定装置 1 0 0 の光学系の変形例である。図 1 6 に示す眼科測定装置 1 5 0 は、図 1 に示す眼科測定装置 1 0 0 に屈折力測定用の照明光学系 8 0 と、屈折力測定用の受光光学系 9 0 とを追加したものである。屈折力測定の際にそれらの両光学系は機能する。

【 0 0 7 5 】

屈折力測定用の照明光学系 8 0 は、屈折力測定用光源 8 1、コリメートレンズ 8 2、屈折力測定用のリング状パターン 8 3、リレーレンズ 8 4、ビームスプリッター 8 7 を備える。屈折力測定用光源 8 1 から発した照明光束は、コリメートレンズ 8 2 により平行光束となり、屈折力測定用のリング状パターン 8 3 を照明する。照明された屈折力測定用のリング状パターン 8 3 からの光束は、リレーレンズ 8 4 により平行となり瞳と共役な絞り 8 5、リレーレンズ 8 6 を通過しをビームスプリッター 8 7 を介して、第 1 照明光学系 1 0 の光軸と重なり、共通光学系 4 0 を介して、被検眼 6 0 の網膜 6 1 上を照明する。この屈折力測定用のリング状パターン 8 3 は、正視の被検眼の測定の際に被検眼眼底と共役な位置関係とされる。

【 0 0 7 6 】

屈折力測定用の受光光学系 9 0 は、ビームスプリッター 9 1、リレーレンズ 9 2、屈折力測定用受光部 9 3 を備える。リング照明された被検眼 6 0 の網膜 6 1 からの反射光束は、共通光学系 4 0 を介して、ビームスプリッター 9 1 に達し、

ここで反射され、リレーレンズ 9 2 で集光された後、屈折力測定用受光部 9 3 で屈折力測定用受光信号として受光される。網膜上で投影された屈折力測定用のリング状パターン像を示す屈折力測定用受光信号は、演算部 2 1 0 に送られる。

【 0 0 7 7 】

屈折力測定用受光部 9 3 は、好ましくは 2 次元センサーで形成される。演算部 2 1 0 では、屈折力測定用受光信号に基づき網膜上で投影された屈折力測定用のリング状パターン像から、被検眼の屈折力を求める。屈折力を求める演算に関しては特許第 2 5 8 0 2 1 5 号に開示されているのでここではその詳細を省略する。

【 0 0 7 8 】

(変形例の全体フローチャート)

図 1 7 は、本実施の形態に関する眼科測定装置の全体フローチャートの第 1 の変形例である。図 1 0 に示す全体フローチャートにおいては、連動モードにおいて、第 1 受光部の第 1 受光信号のレベルに応じて、ステップ S 1 0 2、S 1 0 3、S 1 0 5 により、第 1 照明光学系 1 0 及び第 1 受光光学系 2 0 の連動制御を行い概略の位置調整を行う構成とされている。これに対して、図 1 7 に示す変形例においては、連動モードにおいて、屈折力測定を行い、測定により求められた被検眼の屈折力に基づいて、第 1 照明光学系 1 0 及び第 1 受光光学系 2 0 を連動して移動させる構成とされている点が相違する。以下相違点に関して説明を行う。

【 0 0 7 9 】

図 1 7 における連動モードにおいては、屈折力測定用受光信号に基づき演算部 2 1 0 で被検眼の屈折力を求め、求められた屈折力に基づき、第 1 照明光学系 1 0 及び第 1 受光光学系 2 0 の連動制御を行い概略の位置調整を行うものである。

【 0 0 8 0 】

まず、演算部 2 1 0 は、連動モードを選択し、それと平行して被検眼とのアライメント調整を行う (S 1 0 1)。次に演算部 2 1 0 は、屈折力測定用の照明光学系 8 0 を介して屈折力測定用のリング状パターン 8 3 を被検眼 6 0 の網膜 6 1 に照明し、それから反射した反射光束を屈折力測定用受光部 9 3 で受光し、受光した屈折力測定用受光信号に基づき、被検眼 6 0 の屈折力を求める (S 1 3 0)

。演算部 2 1 0 は、求められた屈折力の球面度数成分に見合った位置に、第 1 照明光学系 1 0 及び第 1 受光光学系 2 0 を連動して移動させる (S 1 3 1)。演算部 2 1 0 は、移動調整が終了したかを判断し、終了していない場合にはステップ S 1 3 1 に戻り、終了すればステップ S 1 0 6 に進み、モード選択が行われる (S 1 3 2)。移動調整終了の判断は、例えば、第 1 照明光学系及び第 1 受光光学系の停止など、適宜の方法を用いることができる。また、以下の処理は、図 1 0 に示すフローチャートと同一であるためその説明は省略する。

【 0 0 8 1 】

(独立モードにおける自動調整の第 2 の変形例)

図 1 8 は、独立モードにおける自動調整処理の第 2 の変形例である。図 1 7 における眼科測定装置の全体フローチャートの第 1 の変形例において、独立モードの自動調整処理が選択されると (S 1 0 7、1 0 9)、図 1 8 に示す独立モードにおける自動調整処理の第 2 の変形例が実行されてもよい。

【 0 0 8 2 】

この変形例での独立モードにおける自動調整では、演算部 2 1 0 は、第 1 受光信号のレベルに基づき第 1 照明光学系 1 0 及び第 1 受光光学系 2 0 の連動制御を行い、その後、個々の点像レベルに基づき個別に移動調整を行い、さらに点像の間隔に基づき個別に移動調整を行う構成とされている。第 1 受光信号のレベルに基づく第 1 照明光学系 1 0 及び第 1 受光光学系 2 0 の連動制御に関しては、図 1 0 に示すステップ S 1 0 2、S 1 0 3、S 1 0 5 と同様であり、同じ符号を付し、その詳細な説明は省略する。次に、個々の点像レベルに基づき個別に移動調整を行い、さらに点像の間隔に基づき個別に移動調整を行う処理は、図 1 1 に示したものと同様であり、同じ符号を付し、その詳細な説明は省略する。

【 0 0 8 3 】

(独立モードにおける自動調整の第 3 の変形例)

図 1 9 は、独立モードにおける自動調整処理の第 3 の変形例である。図 1 7 における眼科測定装置の全体フローチャートの第 1 の変形例において、独立モードの自動調整が選択されると (S 1 0 7、1 0 9)、図 1 9 に示す独立モードにおける自動調整処理の第 3 の変形例が実行されるように構成してもよい。

【 0 0 8 4 】

この変形例での独立モードにおける自動調整では、第 1 受光信号のレベルに基づき第 1 照明光学系 1 0 及び第 1 受光光学系 2 0 の連動制御を行い、その後、点像の間隔に基づき個別に移動調整を行い、さらに個々の点像レベルに基づき個別に移動調整を行う構成とされている。第 1 受光信号のレベルに基づく第 1 照明光学系 1 0 及び第 1 受光光学系 2 0 の連動制御に関しては、図 1 0 に示すステップ S 1 0 2、S 1 0 3、S 1 0 5 と同様であり、同じ符号を付し、その詳細な説明は省略する。次に、点像の間隔に基づき個別に移動調整を行い、さらに個々の点像レベルに基づき個別に移動調整を行う処理は、図 1 5 に示したものと同様であり、同じ符号を付し、その詳細な説明は省略する。

【 0 0 8 5 】

図 2 0 は、本実施の形態に関する眼科測定装置の全体フローチャートの第 2 の変形例である。特に初期の核白内障、強度の近視眼に屈折矯正手術を施したように眼の一部分の屈折率が著しく変化した場合などでは、独立モードで調整をしても、各像点がすべて測定可能な状態にならないケースもたまに生じることがある。この全体フローチャートの第 2 の変形例は、その際に、異なるディオプター位置での複数のハルトマン像を検出し、それらを合成して被検眼全体の光学特性を求めるようにするものである。

図 2 1 は、眼の一部分の屈折力が異なる眼球におけるハルトマン像である。図 2 1 に示すハルトマン像は、中心付近が略正視眼であり周辺部分に強度の近視箇所が残存している例である。中心付近の屈折力に合わせた状態を示したものが図 2 1 (a) であり、周辺部分の屈折力に合わせた状態を示したものが図 2 1 (b) となる。測定の際には、図 2 1 (a) の中心付近と、図 2 1 (b) の周辺部分の点像から被検眼全体の屈折力を測定することが可能となる。

【 0 0 8 6 】

図 2 0 において、ステップ S 1 0 1 から S 1 1 3 の処理までは、図 1 0 における処理と同様であるので、同じ符号を付し、その説明は省略する。

【 0 0 8 7 】

演算部 2 1 0 は、各モードで調整された状態で信号検出を行い、検出した第 1

受光信号を記憶部に記憶する（S 1 4 0）。演算部 2 1 0 は、検出した第 1 受光信号で測定が十分に行えるかどうかを判断する（S 1 4 1）。例えばハルトマン像が所定の点数以上認識できるか、所定の間隔の点が所定数以上か、所定のレベル以上の点が所定数以上か等により測定が行えるかの判断を行うことができる。

【 0 0 8 8 】

演算部 2 1 0 は、測定には不十分であると判断した場合には、ステップ S 1 1 3 に戻り、独立モードマニュアル調整処理を行い、不十分であったエリアの点像が鮮明にかつ適当な間隔として現れるように調整が行われ、調整が終わればステップ S 1 4 0 の信号検出処理に進み、別の条件でのハルトマン像を検出し、記憶部にさらに記憶する。ハルトマン像の検出は、合成ハルトマン像を形成して測定が行える信号が得られるまで複数回繰り返してもよい。つぎに、演算部 2 1 0 は、記憶部に記憶された複数のハルトマン画像から合成ハルトマン画像を形成し、そしてゼルニケ解析を行う（S 1 4 2）。その合成ハルトマン画像を形成する処理は、以下に詳述する。

【 0 0 8 9 】

あるディオプターの位置において、ハルトマン像のある領域の点像がくっついてしまったりぼけてしまったりして認識できないときに、そこでの像を取得し、さらにディオプターの位置を変更して、前に認識できたところは認識できなくなっても、前に認識できなかったところが認識できるような位置に移動し、ここでの像を取得し、先に取得した像と組み合わせて解析する方法を示す。

【 0 0 9 0 】

例えば、ハルトマン像を 2 画面取得後、それぞれから検出できた点像の重心位置から、あるディオプターの位置（例えば 2 画面取得したディオプター値の中央値の位置）での点像の重心位置を推測することができる。第 1 受光部の画像から点像の移動量を求める。i 番目の点像の移動量を Δx_i 、 Δy_i とする。この移動量と波面収差は、以下の偏微分方程式によって関係付けられる。

【 0 0 9 1 】

【数 5】

$$\frac{\partial W(X,Y)}{\partial X} = \frac{\Delta x}{f}$$

$$\frac{\partial W(X,Y)}{\partial Y} = \frac{\Delta y}{f}$$

【0 0 9 2】

ここで、波面Wをゼルニケ多項式 Z_n^m を使った展開であらわすと、次式のようになる。

【0 0 9 3】

【数 6】

$$W(X,Y) = \sum_{i=0}^n \sum_{j=0}^i c_i^{2j-i} Z_i^{2j-i}(X,Y)$$

【0 0 9 4】

ディオプター位置の変更により、波面Wはディオプターに対応するゼルニケ係数 C_2^0 のみが変わる。この変化分のみ点像の重心位置が移動すると考えられる。

移動前のディオプター位置での点像の重心位置 (X_{i1}, Y_{i1}) 、推測（解析）するディオプター位置での点像の重心位置 (X_i, Y_i) 、移動量を ΔX_{i1} 、 ΔY_{i1} 、ゼルニケ係数変化量を $\Delta(C_2^0)$ 、ハルトマン板 2 2 と第 1 受光部 2 3 の距離を F とすると、次式の関係が成り立つ。

【0 0 9 5】

【数7】

$$\begin{aligned} X_i &= \Delta X_{il} + X_{il} \\ &= \frac{\partial}{\partial X} \left\{ \Delta(c_2^0)' Z_2^0(X_{il}, Y_{il}) \right\} \cdot F + X_{il} \\ &= \Delta(c_2^0)' \frac{\partial}{\partial X} Z_2^0(X_{il}, Y_{il}) \cdot F + X_{il} \end{aligned}$$

$$\begin{aligned} Y_i &= \Delta Y_{il} + Y_{il} \\ &= \frac{\partial}{\partial Y} \left\{ \Delta(c_2^0)' Z_2^0(X_{il}, Y_{il}) \right\} \cdot F + Y_{il} \\ &= \Delta(c_2^0)' \frac{\partial}{\partial Y} Z_2^0(X_{il}, Y_{il}) \cdot F + Y_{il} \end{aligned}$$

【0096】

また、ディオプター変化量 ΔS_1 からゼルニケ係数 ΔC_2^0 を算出する式は、次式で表される。

【0097】

【数8】

$$\Delta(C_2^0)' = -\frac{1}{4} \Delta S_1 \cdot r^2$$

【0098】

ただし、 r は、瞳孔半径(mm)である。また、ゼルニケ多項式 Z_2^0 は、図14から次式で表される。

【0099】

【数9】

$$Z_2^0 = 2X^2 + 2Y^2 - 1$$

【0100】

よって、推測するディオプター位置 a における点像の重心位置(X_{ia} 、 Y_{ia})は、推測に用いる移動前のディオプター値での点像の重心位置を(X_{i1a} 、

Y_{i1a}) とすると、次式で表すことができる。

【0101】

【数10】

$$\begin{aligned} X_{ia} &= -\frac{1}{4} \Delta S_1 \cdot r^2 \cdot 4X_{ila} \cdot F + X_{ila} \\ &= -\Delta S_1 \cdot r^2 \cdot X_{ila} \cdot F + X_{ila} \end{aligned}$$

$$\begin{aligned} Y_{ia} &= -\frac{1}{4} \Delta S_1 \cdot r^2 \cdot 4Y_{ila} \cdot F + Y_{ila} \\ &= -\Delta S_1 \cdot r^2 \cdot Y_{ila} \cdot F + Y_{ila} \end{aligned}$$

【0102】

さらに、推測（解析）するデジオプター位置 b での点像の重心位置 (X_{ib} 、 Y_{ib}) は、推測に用いる移動後のデジオプター位置での点像の重心位置を (X_{i2b} 、 Y_{i2b})、デジオプター変化量を ΔS_2 とすると、同様に次式で表される。

【0103】

【数11】

$$\begin{aligned} X_{ib} &= -\frac{1}{4} \Delta S_2 \cdot r^2 \cdot 4X_{i2b} \cdot F + X_{i2b} \\ &= -\Delta S_2 \cdot r^2 \cdot X_{i2b} \cdot F + X_{i2b} \end{aligned}$$

$$\begin{aligned} Y_{ib} &= -\frac{1}{4} \Delta S_2 \cdot r^2 \cdot 4Y_{i2b} \cdot F + Y_{i2b} \\ &= -\Delta S_2 \cdot r^2 \cdot Y_{i2b} \cdot F + Y_{i2b} \end{aligned}$$

【0104】

これらを組み合わせて得られる重心位置を基に波面 W を算出することで、2 画面で得られた重心位置両方を加味した結果を得られる。例えば、 $i = 1 \sim 100$ 、位置 a で測定に向いた点が $i = 1 \sim 50$ 、位置 b において測定に向いた点が $i = 51 \sim 100$ である場合には、

【0105】

【数12】

$$X_i = X_{1a} + X_{2a} + \dots + X_{50a} + X_{51b} + X_{52b} + \dots + X_{99b} + X_{100b}$$

$$Y_i = Y_{1a} + Y_{2a} + \dots + Y_{50a} + Y_{51b} + Y_{52b} + \dots + Y_{99b} + Y_{100b}$$

【0106】

で合成点像の重心位置が求められる。なお、ハルトマン像の組み合わせは2画面に限らず、それ以上の画像から同様の解析を行うことができる。

これを用いてゼルニケ解析を行えば、全体における光学特性を求めることができる。その後、ステップ119において光学特性演算が行われ、ステップ121において測定結果が表示される。ステップS119～S123の処理については、図10に示すフローチャートの同符号の処理と同様であるので、ここでは省略する。

【0107】

【発明の効果】

本発明の眼科測定装置によると、測定困難な眼に対して、装置本体でのマニュアル操作により解析に適した画像に調整することができ、高精度の屈折波面計測をすることができる。

【図面の簡単な説明】

【図1】

本発明に関する眼科測定装置の概略光学系100を示す図。

【図2】

ブラチドリングの構成図。

【図3】

本発明に関する眼科測定装置の概略電気系200を示すブロック図。

【図4】

投影側及び受光側に位置ずれがない場合のハルトマン像。

【図5】

投影側及び受光側の位置ずれによるハルトマン像への影響の説明図。

【図 6】

投影側の位置ずれ発生時のハルトマン像。

【図 7】

受光側の位置ずれ発生時のハルトマン像。

【図 8】

一様でない光学特性を持つ眼球のハルトマン像。

【図 9】

マニュアル調整状態での表示図。

【図 1 0】

マニュアル波面計測機能を持つ眼科測定装置の動作を示すフローチャート。

【図 1 1】

独立モード自動調節処理のフローチャート。

【図 1 2】

独立モードマニュアル調整処理のフローチャート。

【図 1 3】

ゼルニケ多項式（1）。

【図 1 4】

ゼルニケ多項式（2）。

【図 1 5】

独立モード自動調整処理の第 1 の変形例。

【図 1 6】

眼科測定装置の概略光学系の変形例。

【図 1 7】

眼科測定装置の全体フローチャートの第 1 の変形例。

【図 1 8】

独立モード自動調整処理の第 2 の変形例。

【図 1 9】

独立モード自動調整処理の第 3 の変形例。

【図 2 0】

眼科測定装置の全体フローチャートの第 2 の変形例。

【図 2 1】

一部分の屈折力が異なる眼球におけるハルトマン像。

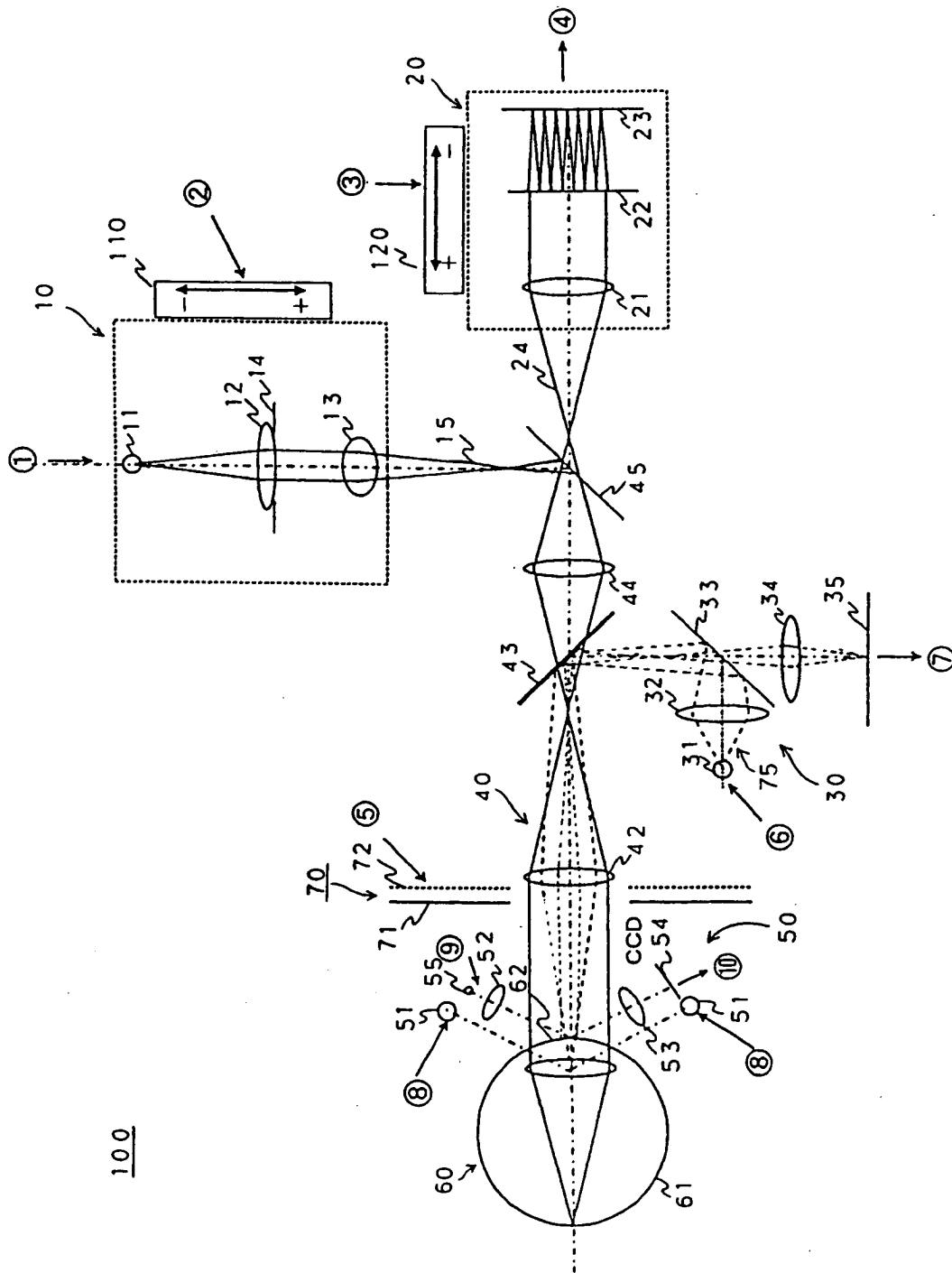
【符号の説明】

- 1 0 第 1 照明光学系
- 1 1、7 2、3 1、5 1、5 5 第 1 ～ 5 光源部
- 1 2、3 2、3 4、4 4、5 2、5 3 集光レンズ
- 2 0 第 1 受光光学系
- 2 1 コリメートレンズ
- 2 2 ハルトマン板
- 2 3、3 5、5 4 第 1 ～ 3 受光部
- 3 0 第 2 受光光学系
- 3 3、4 3、4 5 ビームスプリッター
- 4 0 共通光学系
- 4 2 アフォーカルレンズ
- 5 0 調整用光学系
- 6 0 被検眼
- 7 0 第 2 照明光学系
- 7 1 プラチドリング
- 7 5 第 3 照明光学系
- 8 0 屈折力測定用照明系
- 9 0 屈折力測定用受光光学系
- 1 0 0 眼科測定装置の光学系
- 1 1 0 第 1 移動手段
- 1 2 0 第 2 移動手段
- 1 5 0 眼科測定装置の光学系の変形例
- 2 0 0 眼科測定装置の電気系
- 2 1 0 演算部

- 2 2 0 制御部
- 2 3 0 表示部
- 2 4 0 メモリ
- 2 5 0 第 1 駆動部
- 2 6 0 第 2 駆動部
- 2 7 0 入力部
- 2 7 1 モード切替スイッチ

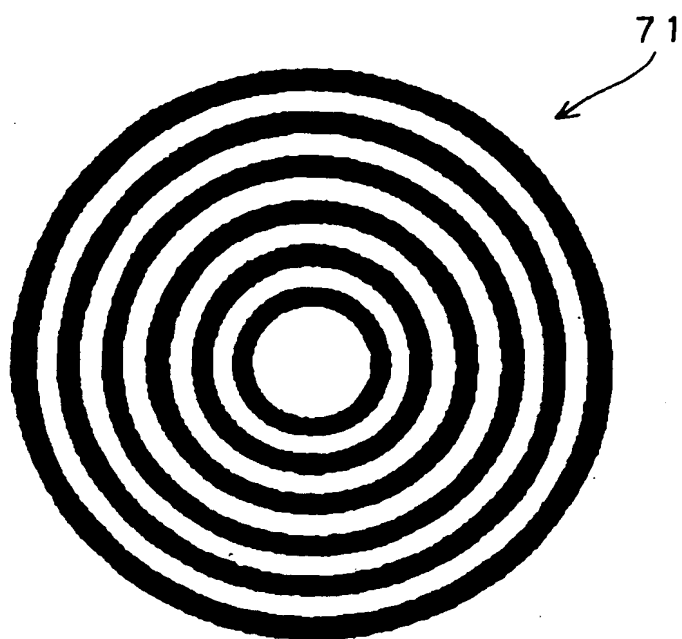
【書類名】図面

【図1】

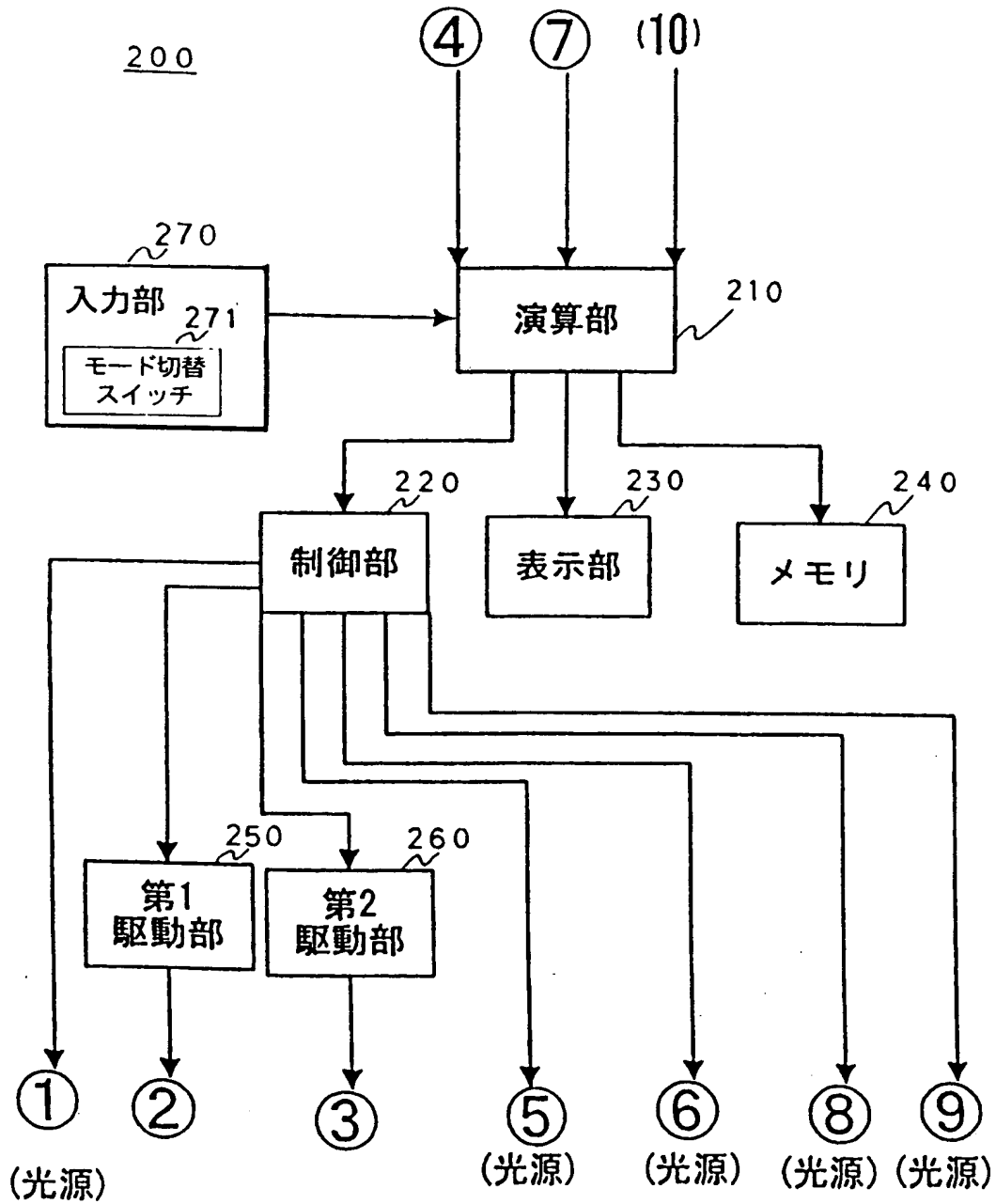


100

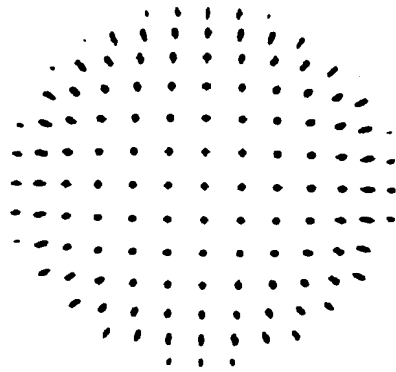
【図 2】



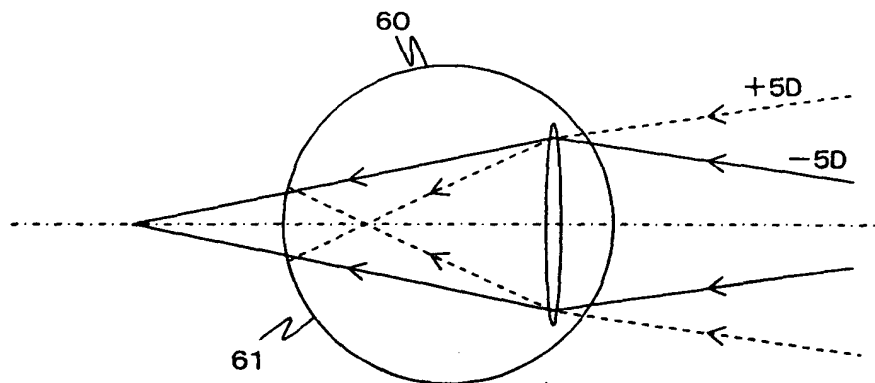
【図3】



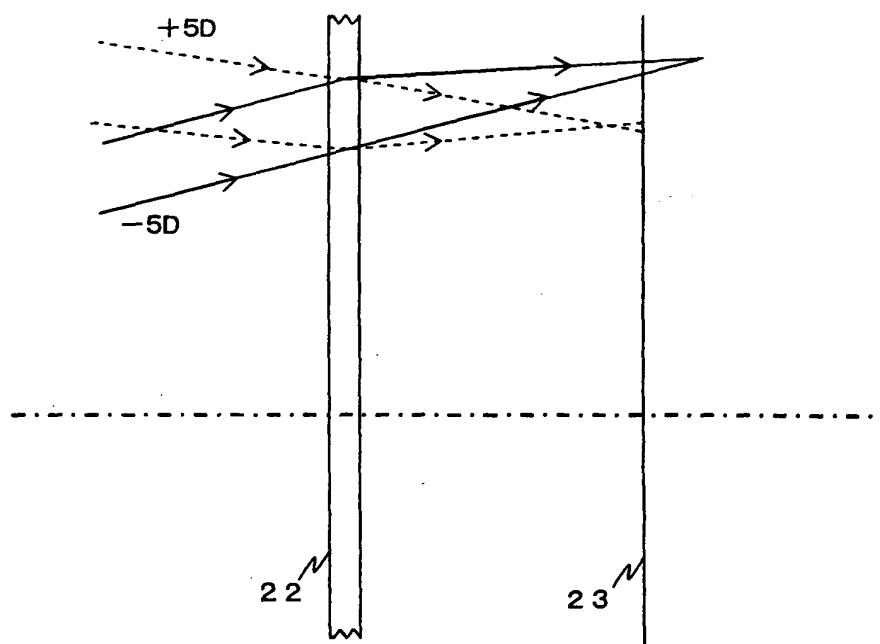
【図 4】



【図 5】

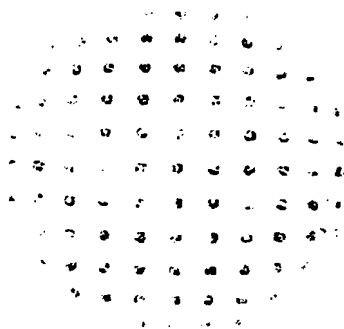


投影側の位置ずれ時
(a)

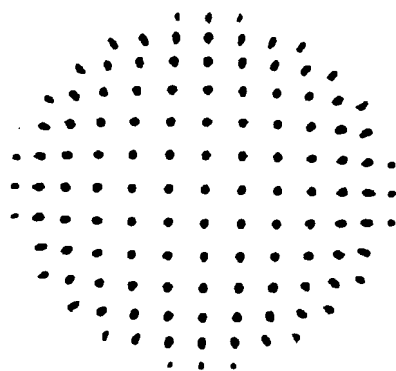


受光側の位置ずれ時
(b)

【図 6】

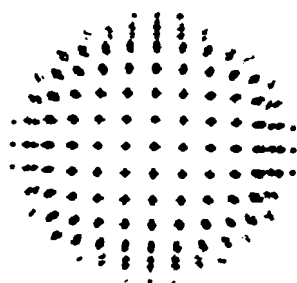


投影側 +5D
(a)

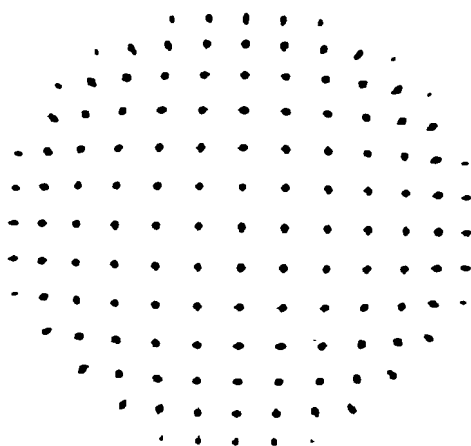


投影側 -5D
(b)

【図 7】

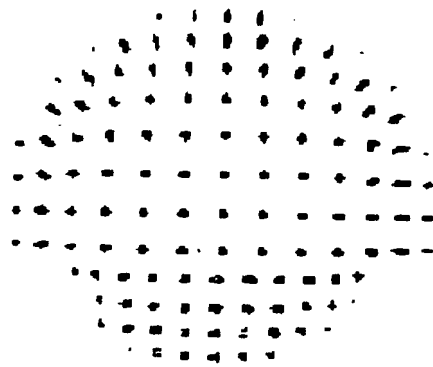


受光側 +5D
(a)

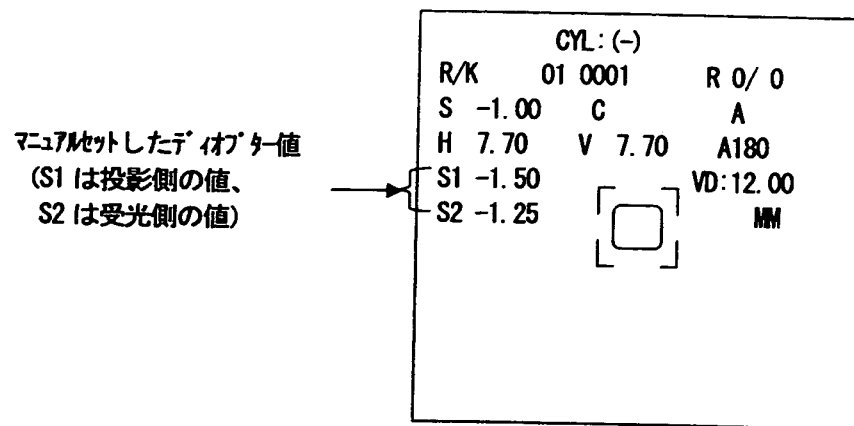


受光側 -5D
(b)

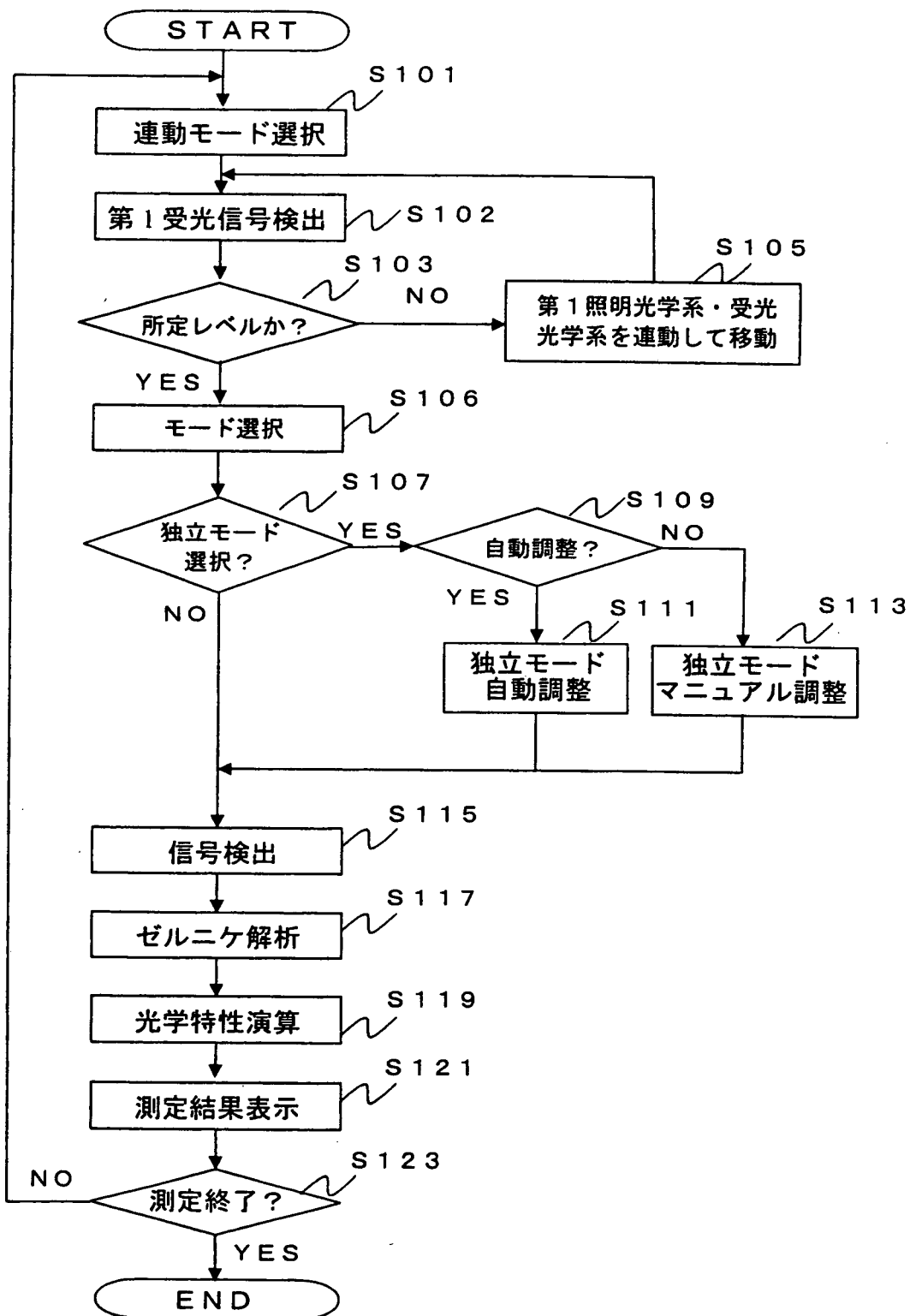
【図8】



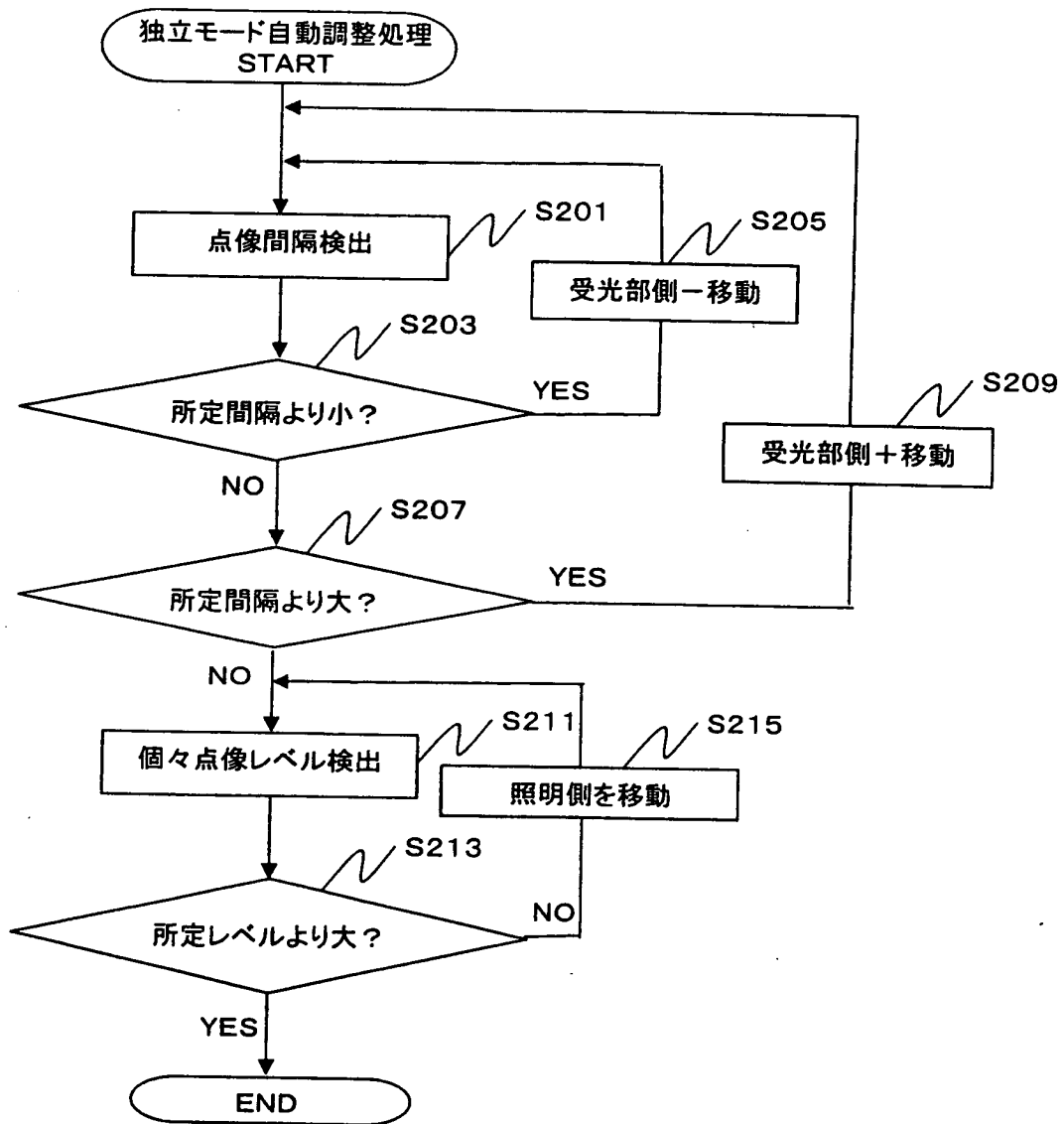
【図 9】



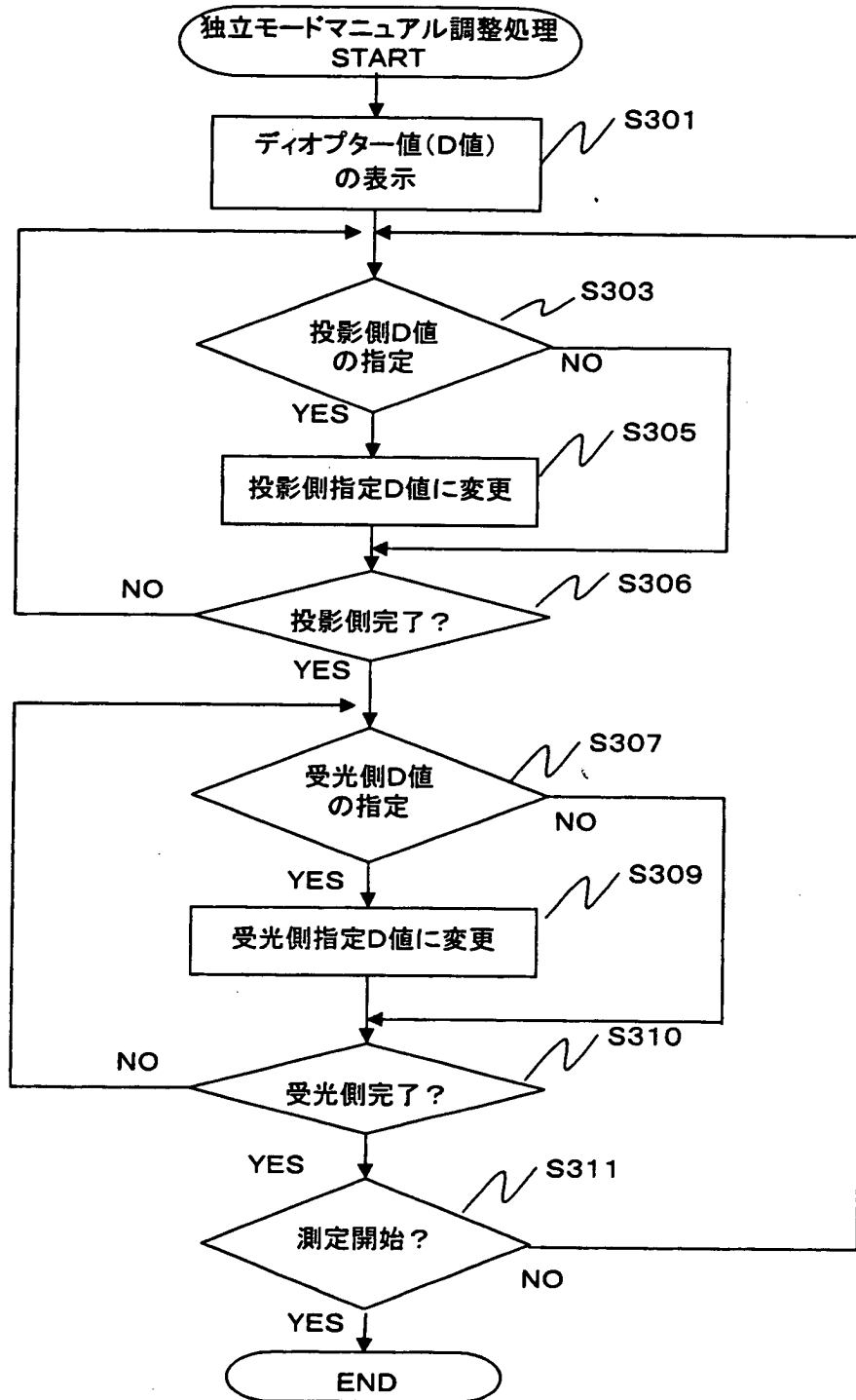
【図10】



【図11】



【図 12】



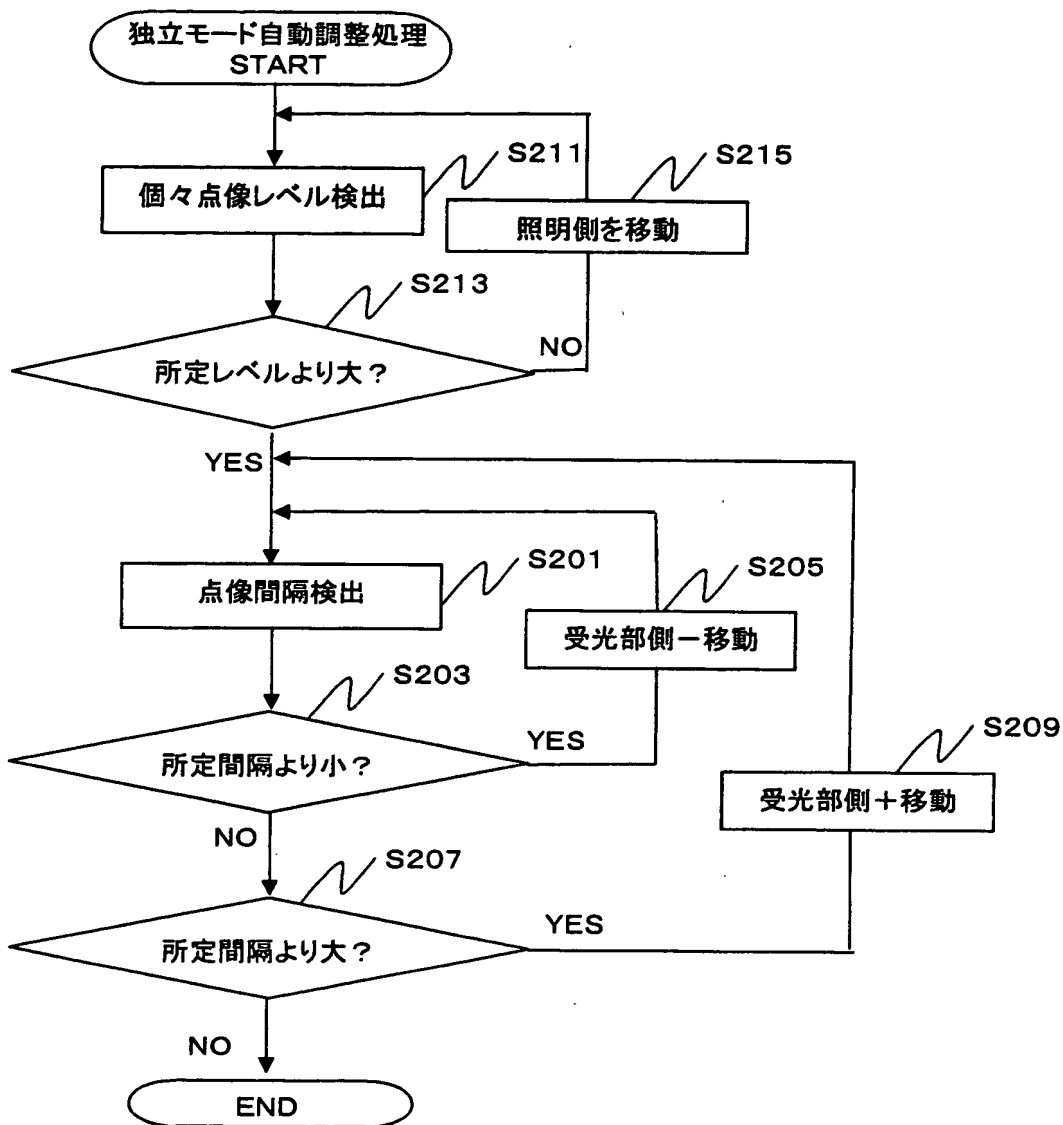
【図 1.3】

i 2j - i		
0	0	1
1	-1	$r \sin(t)$
1	1	$\cos(t) r$
2	-2	$r^2 \sin(2t)$
2	0	$2 r^2 - 1$
2	2	$r^2 \cos(2t)$
3	-3	$r^3 \sin(3t)$
3	-1	$(3 r^3 - 2 r) \sin(t)$
3	1	$(3 r^3 - 2 r) \cos(t)$
3	3	$r^3 \cos(3t)$
4	-4	$r^4 \sin(4t)$
4	-2	$(4 r^4 - 3 r^2) \sin(2t)$
4	0	$6 r^4 - 6 r^2 + 1$
4	2	$(4 r^4 - 3 r^2) \cos(2t)$
4	4	$r^4 \cos(4t)$
5	-5	$r^5 \sin(5t)$
5	-3	$(5 r^5 - 4 r^3) \sin(3t)$
5	-1	$(10 r^5 - 12 r^3 + 3 r) \sin(t)$
5	1	$(10 r^5 - 12 r^3 + 3 r) \cos(t)$
5	3	$(5 r^5 - 4 r^3) \cos(3t)$
5	5	$r^5 \cos(5t)$
6	-6	$r^6 \sin(6t)$
6	-4	$(6 r^6 - 5 r^4) \sin(4t)$
6	-2	$(15 r^6 - 20 r^4 + 6 r^2) \sin(2t)$
6	0	$20 r^6 - 30 r^4 + 12 r^2 - 1$
6	2	$(15 r^6 - 20 r^4 + 6 r^2) \cos(2t)$
6	4	$(6 r^6 - 5 r^4) \cos(4t)$
6	6	$r^6 \cos(6t)$

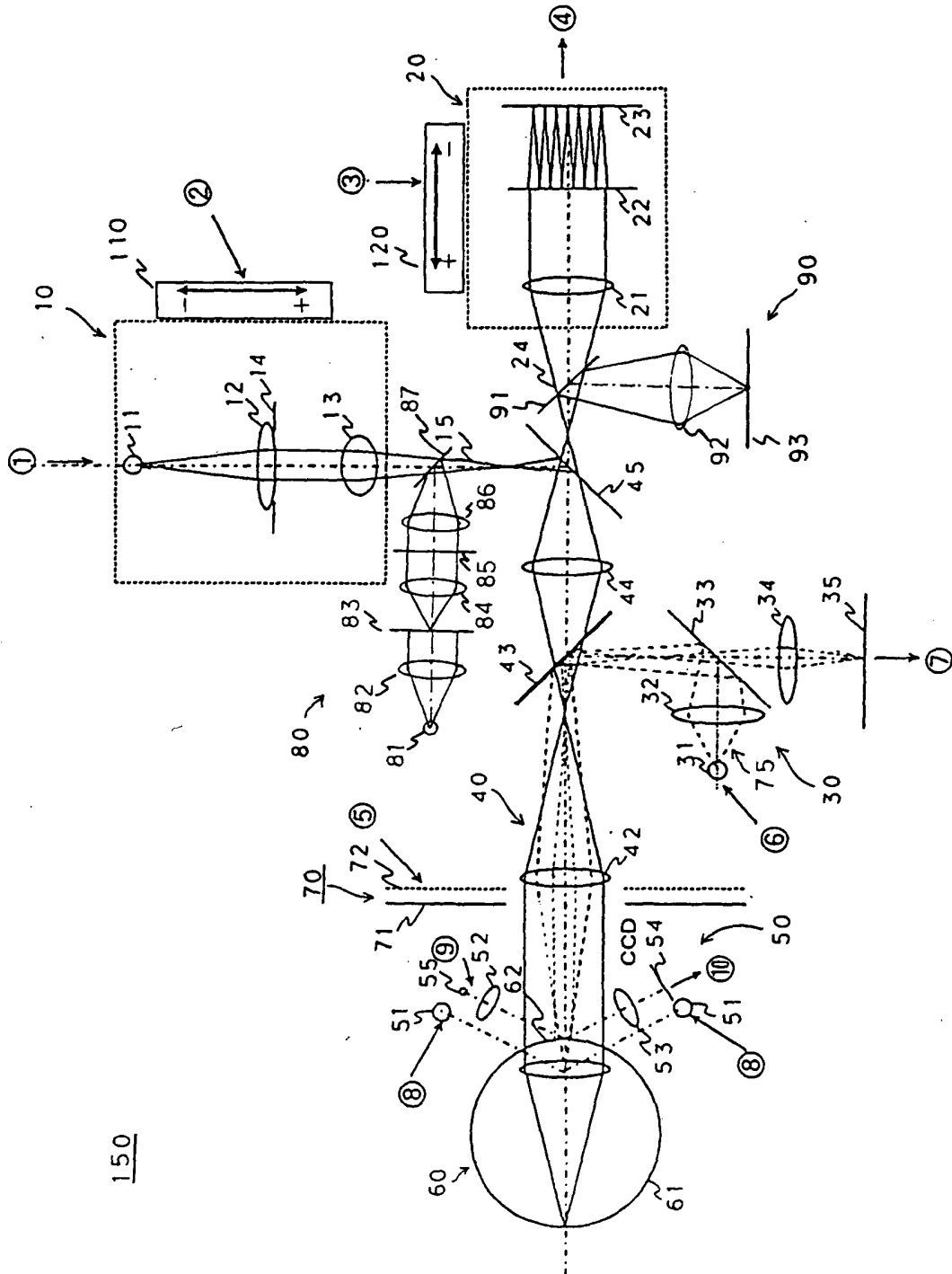
【図14】

i	$2j-i$	
0	0	1
1	-1	y
1	1	x
2	-2	$2yx$
2	0	$2x^2 + 2y^2 - 1$
2	2	$x^2 - y^2$
3	-3	$3yx^2 - y^3$
3	-1	$3yx^2 + 3y^3 - 2y$
3	1	$3x^3 + 3xy^2 - 2x$
3	3	$x^3 - 3xy^2$
4	-4	$4yx^3 - 4y^3x$
4	-2	$8yx^3 + 8y^3x - 6yx$
4	0	$6x^4 + 12x^2y^2 + 6y^4 - 6x^2 - 6y^2 + 1$
4	2	$4x^4 - 4y^4 - 3x^2 + 3y^2$
4	4	$x^4 - 6x^2y^2 + y^4$
5	-5	$5yx^4 - 10y^3x^2 + y^5$
5	-3	$15yx^4 + 10y^3x^2 - 5y^5 - 12yx^2 + 4y^3$
5	-1	$10yx^4 + 20y^3x^2 + 10y^5 - 12yx^2 - 12y^3 + 3y$
5	1	$10x^5 + 20x^3y^2 + 10xy^4 - 12x^3 - 12xy^2 + 3x$
5	3	$5x^5 - 10x^3y^2 - 15xy^4 - 4x^3 + 12xy^2$
5	5	$x^5 - 10x^3y^2 + 5xy^4$
6	-6	$6yx^5 - 20y^3x^3 + 6y^5x$
6	-4	$24yx^5 - 24y^5x - 20yx^3 + 20y^3x$
6	-2	$30yx^5 + 60y^3x^3 + 30y^5x - 40yx^3 - 40y^3x + 12yx$
6	0	$20x^6 + 60x^4y^2 + 60x^2y^4 + 20y^6 - 30x^4 - 60x^2y^2 - 30y^4 + 12x^2 + 12y^2 - 1$
6	2	$15x^6 + 15x^4y^2 - 15x^2y^4 - 15y^6 - 20x^4 + 20y^4 + 6x^2 - 6y^2$
6	4	$6x^6 - 30x^4y^2 - 30x^2y^4 + 6y^6 - 5x^4 + 30x^2y^2 - 5y^4$
6	6	$x^6 - 15x^4y^2 + 15x^2y^4 - y^6$

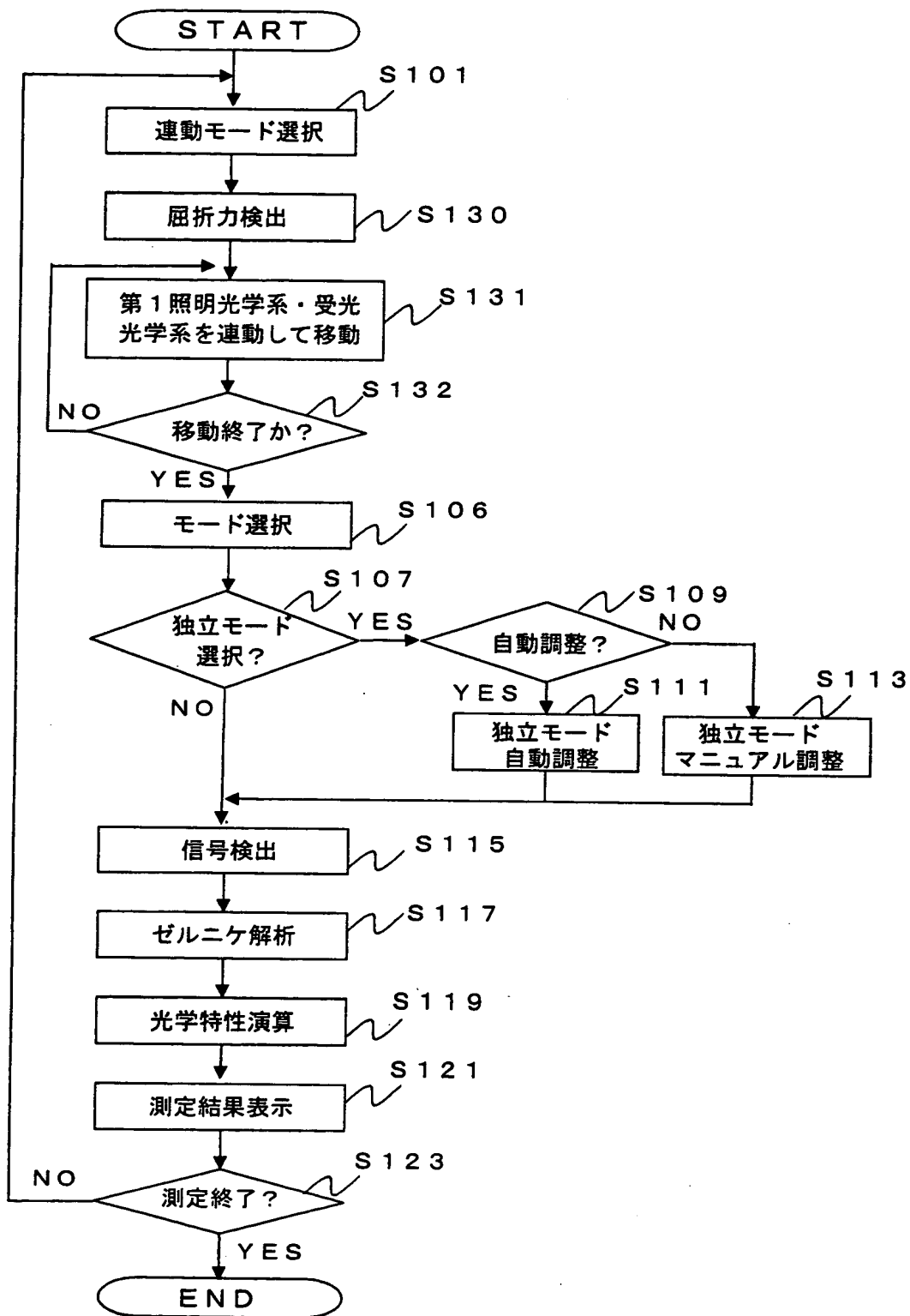
【図 15】



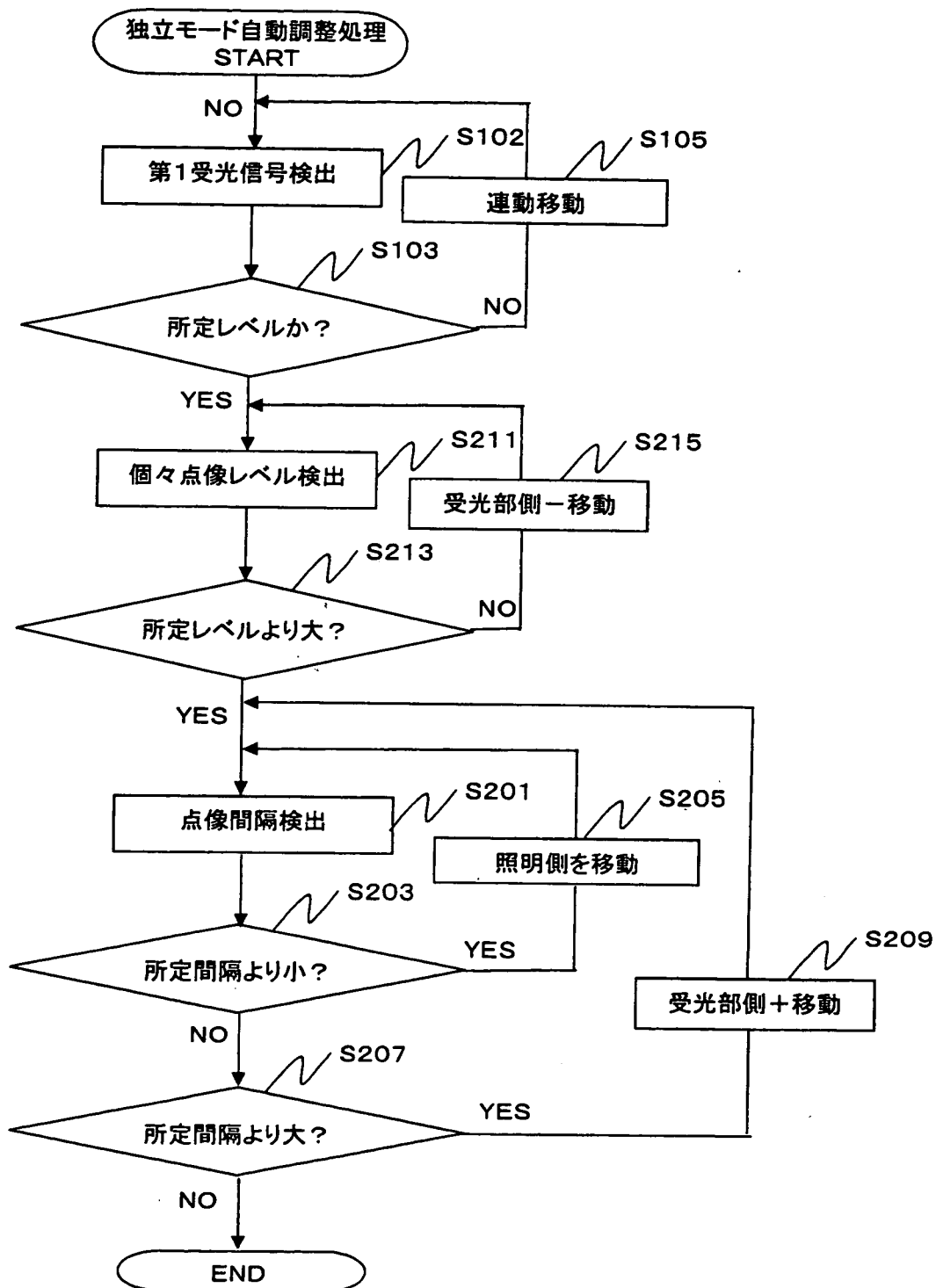
【図16】



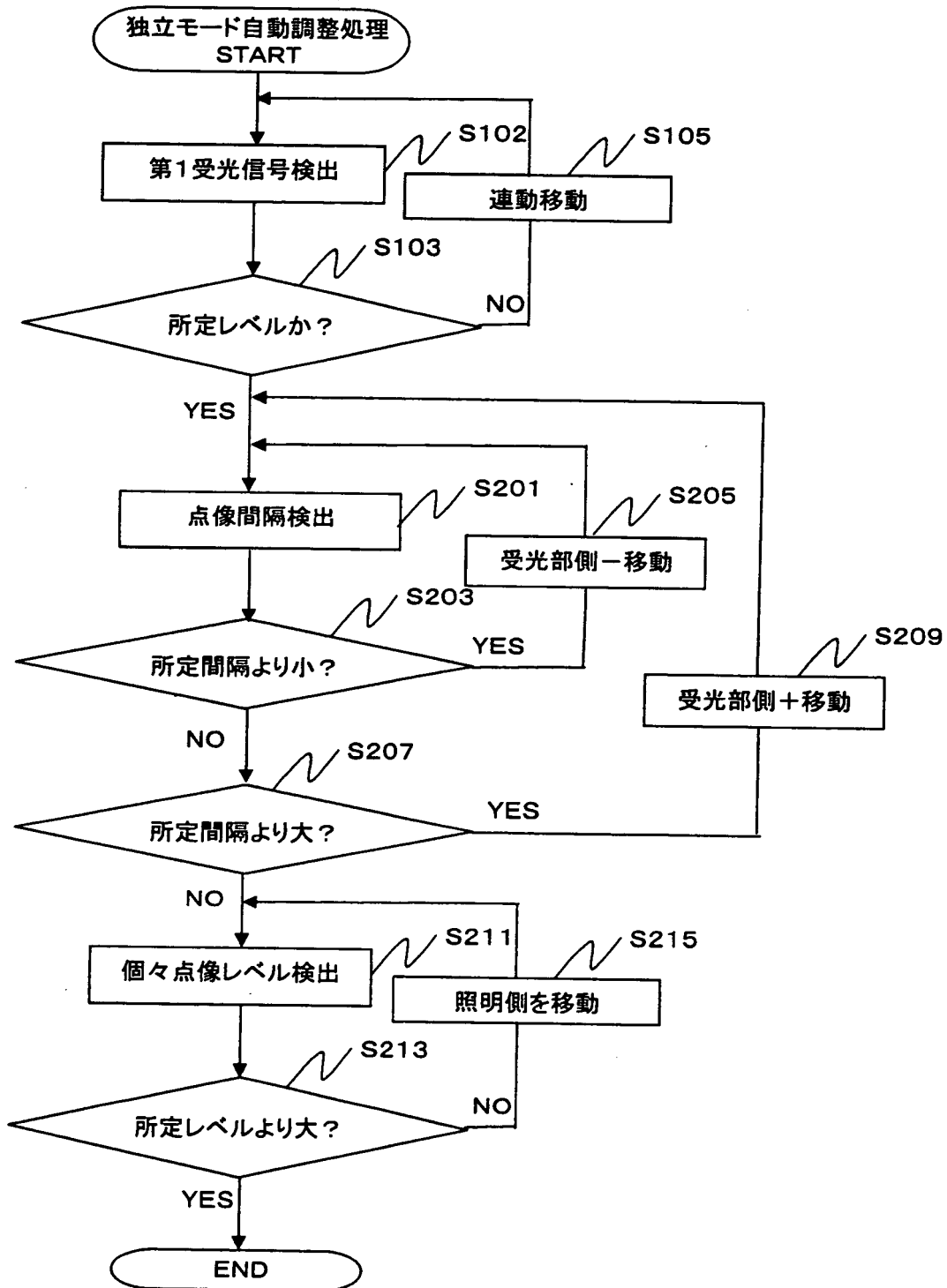
【図 17】



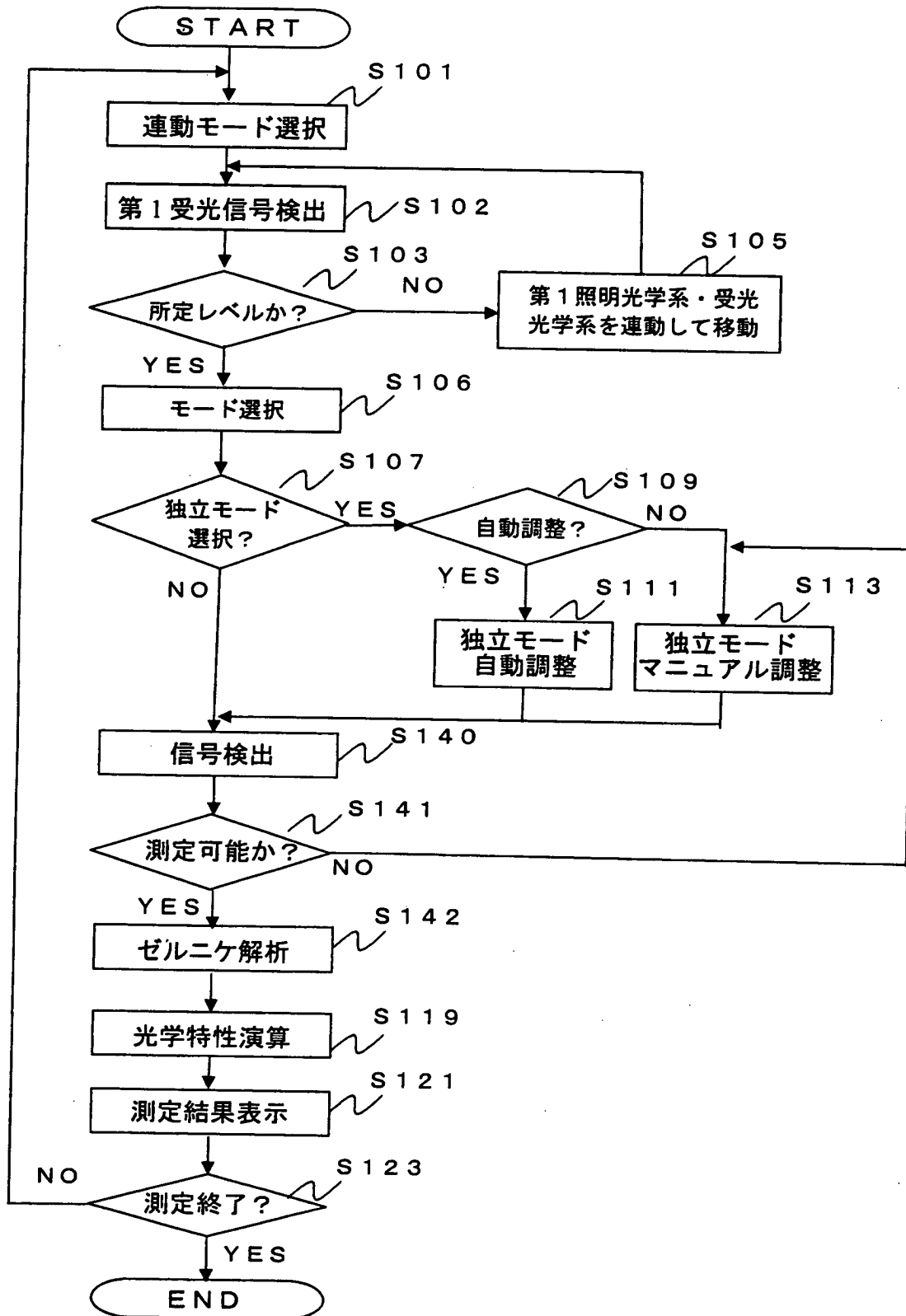
【図18】



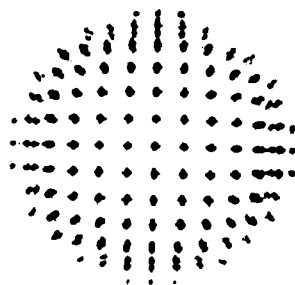
【図19】



【図20】

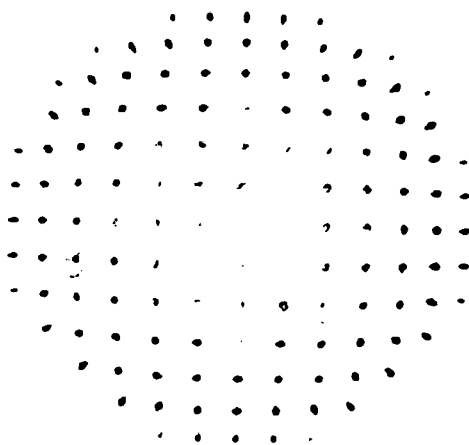


【図 2 1】



受光側 0 D

(a)



受光側 - 5 D

(b)

【書類名】 要約書

【要約】

【課題】 屈折波面計測によって得られる画像を、より解析に適した画像に調整し、高精度の屈折波面計測を可能とする。

【解決手段】 第1光源からの光束が被検眼眼底付近に集光する様に集光位置を移動させる第1移動手段と、被検眼眼底から反射した光束を集光させる第1変換部材及び光束を受光する第1受光部を光学的に移動させる第2移動手段と、を独立して駆動可能とし、さらに操作者の操作によって駆動可能とする。まず、演算部は、第1受光部からの第1受光信号に基づいて、投影側・受光側を調節するS101～S105。次に、独立モードが選択された場合S106、S107、自動調整処理又はマニュアル調整処理によって投影側・受光側を調節するS109～S113。さらに、演算部は、調整された測定条件に従って眼特性を測定するS115～S123。

【選択図】 図10

出 願 人 履 歴 情 報

識別番号 [000220343]

1. 変更年月日 1990年 8月 8日
[変更理由] 新規登録
住 所 東京都板橋区蓮沼町75番1号
氏 名 株式会社トプコン